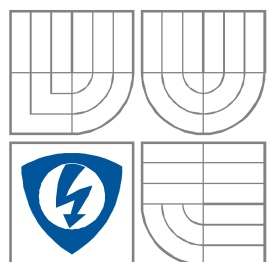


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KRITERIÁLNÍ FUNKCE PRO REGISTRACI OBRAZŮ SÍTNICE

CRITERIAL FUNCTION FOR RETINAL IMAGE REGISTRATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

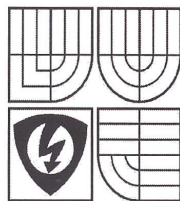
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PAVLA RONKOVÁ

VEDOUČÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. VRATISLAV HARABIŠ

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií
Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Pavla Ronková

Ročník: 3

ID: 106117

Akademický rok: 2009/10

NÁZEV TÉMATU:

Kriteriální funkce pro registraci obrazů sítnice

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s vlastnostmi barevných fundus snímků sítnice oka a možnostmi diagnostiky onemocnění sítnice (glaukom, apod.). Rovněž prostudujte teorii registrace obrazů a její využití v medicínské diagnostice. Podle pokynů vedoucího zvolte vhodné kriteriální funkce pro registraci fundus snímků a navrhnete způsob implementace v prostředí Matlab.

Kriteriální funkce implementujte v prostředí Matlab, a porovnejte jejich vlastnosti. Jako transformaci uvažujte posun a rotaci. Pomocí vhodných parametrů zvolte nejvhodnější kriteriální funkci pro registraci fundus snímků a proveďte diskuzi.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Bartoš M: Lícování obrazů lékařských zobrazovacích modalit. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

[2] Zitova B, Flusser J: Image registration methods: a survey. Image and Vision Computing. 2003, vol. 21, s. 977-1000

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním kritériálních funkcí, které jsou využívány při registraci obrazů sítnice oka. Kritériální funkce vyjadřují míru podobnosti obrazů, a tím značně ovlivňují správnou registraci. Cílem práce je nalezení kritériální funkce, která je nejvhodnější k přesné registraci snímků. Samotná registrace obrazů je velice složitá, je potřeba zohlednit různé aspekty kritériálních funkcí, jako je jejich jednoznačnost a rovněž tvar funkce pro různě zkreslené snímky.

ABSTRACT

This bachelor's thesis is focused on comparison criterial functions, which are usually used in registration of retinal images. Criterial functions reflect degree of images' sameness thereby they influence proper registration considerably. The aim of this thesis is to discover criterial function, which is the best for image registration of retina. Registration of images is very difficult; it is important to get some informations such as an uniqueness or a shape of function.

KLÍČOVÁ SLOVA

Sítnice, glaukom, diabetická retinopatie, věkem podmíněná makulární degenerace, fundus kamera, lícování obrazů, kritériální funkce, metoda SSD, metoda korelační koeficient, metoda MI, FWHM

KEYWORDS

Retina, glaucoma, diabetic retinopathy, age-related macular degeneration, fundus camera, image registration, criterial function, SSD method, correlation-like method, MI method, FWHM

Bibliografická citace práce:

RONKOVÁ, P. Kriteriaální funkce pro registraci obrazů sítnice. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 51 s., 2 příl.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Harabiš.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Kriteriační funkce pro registraci obrazů sínice jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Harabiši za vedení, pomoc a cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále také děkuji MUDr. Pavlu Kristovi za poskytnuté informace a literaturu k teorii onemocnění sítnice, a MUDr. Kuběnovi za poskytnuté snímky sítnice z fundus kamery.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Obsah:

Úvod.....	11
1 Diagnostika onemocnění.....	12
1.1 Stručný popis oka.....	12
1.2 Onemocnění sítnice.....	14
1.3 Možnosti přístrojové diagnostiky	17
1.4 Vlastnosti barevných fundus snímků oka	23
2 Teorie registrace obrazů.....	27
2.1 Geometrické transformace	27
2.2 Interpolace	28
2.3 Kriteriaální funkce	28
2.4 Optimalizační metody	29
2.5 Využití teorie registrace obrazů v medicínské diagnostice	30
2.6 Zvolené kriteriaální funkce.....	30
3 Realizace	32
3.1 Popis programu	32
3.2 Hlavní skript (nacti_oko.m).....	34
3.3 Funkce Transformace (transformace.m).....	37
3.4 Funkce SSD (ssd.m)	38
3.5 Funkce Korelační koeficient (korelace.m).....	38
3.6 Funkce MI (MI2.m)	39
3.7 Skript Hodnoty (hodnoty.m).....	40
3.8 Funkce FWHM (fwhm.m)	40
3.9 Výsledky	41
4 Diskuze dosažených výsledků	46
Závěr	48
Seznam literatury	50
Slovník	51
Seznam zkratk	51
Seznam příloh.....	51

Seznam obrázků

Obrázek 1 Anatomie oka [23].....	12
Obrázek 2 Odtok nitrooční tekutiny [18].....	13
Obrázek 3 Vrstvy sítnice [21].....	14
Obrázek 4 Vlevo výpadek zorného pole (skotom), pacient se suchou formou VPMD; vpravo pokroucený obraz (metamorfopsie), vlhká formaVPMD [23]	17
Obrázek 5 Topografický a reflexní obrázek zrkovného terče metodou HRT [2]	19
Obrázek 6 Výškový profil konturní křivky papily [2].....	19
Obrázek 7 Moorfieldská regresní analýza [2].....	19
Obrázek 8 Získané vyhodnocení z OCT vyšetření [17]	21
Obrázek 9 Získané vyhodnocení tloušťky vrstvy RNFL z OCT vyšetření [17].....	21
Obrázek 10 Zadní segment zkoumaného oka	24
Obrázek 11 Zadní segment oka s velkým výpadkem nervových vláken.....	25
Obrázek 12 Zadní segment oka s výpadkem nervových vláken a dalšími patologiemi .	25
Obrázek 13 Zadní segment oka s aplikací laseru.....	26
Obrázek 14 Hlavní skript.....	33
Obrázek 15 Detail cév původního snímku sítnice pravého oka.....	34
Obrázek 16 Detail cév sítnice na snímku rozmazaného pohybem	35
Obrázek 17 Detail cév sítnice na snímku rozostřeného pomocí matice o velikosti 3x3	35
Obrázek 18 Detail cév sítnice na více rozostřeném snímku pomocí matice o velikosti 30x30	36
Obrázek 19 Vytvoření „vymaskovaného“ obrazu	37
Obrázek 20 Graf kritériální funkce SSD dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů	38
Obrázek 21 Graf kritériální funkce Korelační koeficient dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů.....	39
Obrázek 22 Graf kritériální funkce MI dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů.....	40
Obrázek 23 Graf kritériální funkce -SSD při zkoumání žluté skvrny levého oka horizontálním posunem masky o ± 30 pixelů s použitím dvou identických snímků	44
Obrázek 24 Obrácený graf kritériální funkce metody SSD při použití masky žluté skvrny pravé sítnice; posun masky, která se aplikuje na nezakreslený snímek, je ± 30 pixelů ve vertikálním směru	45
Obrázek 25 Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostrého snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zrkovného nervu, daný rozsah osy y	46
Obrázek 26 Vlevo detail zrkovného nervu originálního snímku levého oka, vpravo dokreslení rozšířených cév.....	47

Seznam tabulek

Tabulka 1 Naměřené hodnoty FWHM kritériálních funkcí a výšky, ve které FWHM bylo změřeno (* u hodnot v tabulce znamená, že se zde musela manuálně zvolit „poloviční“ výška funkce)	42
Tabulka 2 Hodnoty bezrozměrného čísla vzniklého podělením poloviny výšky funkce a její hodnoty FWHM (* u hodnot v tabulce znamená, že se zde musela manuálně zvolit „poloviční“ výška funkce)	43

Úvod

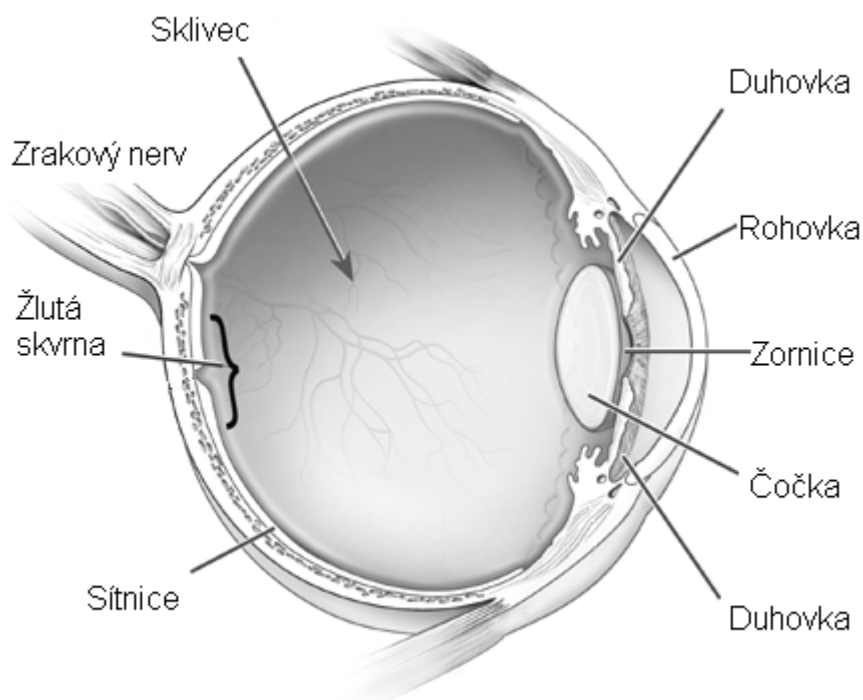
Oko patří k nejdůležitějším smyslovým orgánům. Je to zejména díky sítnici, která dokáže přeměňovat světelné impulsy na elektrické, a tím poskytovat mozku obrovské množství informací za velmi krátkou dobu. Poškození sítnice je jedna z možných příčin špatného přenosu impulsu. Proto se zkoumají struktury zadního segmentu oka a hledají se možné patologie. Většinou se zjišťuje stav zrakového nervu, který může vykazovat patologii ve formě výpadku nervových vláken, a tím výpadku zorného pole. Tento stav lze zjistit pomocí různých lékařských přístrojů, které jsou podrobněji rozebrány v této práci. Snímky ze zobrazovacích modalit mohou podat informaci o struktuře samotné, nebo mohou podstoupit další zpracování v podobě lícování obrazů, a tím poskytnout více informací. My se budeme zabývat, jak již název napovídá, kritériálními funkcemi lícování, což jsou funkce ohodnocující shodnost překrývajících se dat.

Prvním hlavním cílem této práce je tedy seznámit se s okem jako smyslovým orgánem a s diagnostikou jeho onemocnění, do které zahrneme i popis barevných fundus snímků z fundus kamery. Druhým cílem je seznámení se s teorií lícování obrazů, které je i bohatě využíváno v zobrazovacích lékařských přístrojích. Třetím cílem je navržení řešení kritériálních funkcí v programovém prostředí Matlab. Zvolenými funkcemi je metoda SSD (Sum of Squared Differences), metoda korelačního koeficientu a metoda MI (Mutual Information). Toto vše bylo cílem semestrálního projektu, který navazoval na bakalářskou práci. V samotné bakalářské práci se provádí implementace navržených kritériálních funkcí v prostředí Matlab a porovnávají se výsledky. Jako transformace by se měla uvažovat rotace a posun. Ke konci této práce bude pomocí vhodných parametrů zvolena a zdůvodněna nejvhodnější kritériální funkce pro registraci fundus snímků.

1 Diagnostika onemocnění

1.1 Stručný popis oka

Oko je pro obratlovce žijící v osvětleném prostředí primárním smyslovým orgánem. Jeho důležitost by mohla být odvozena i od původu, neboť vzniká jako výchlípka základu předního mozku. Pro lepší pochopení diagnostiky následujících onemocnění se připomenou hlavní struktury oka, jejichž patologie hrají důležitou roli.



Obrázek 1 Anatomie oka [23]

Přední komora

Přední komora je oblast oka ohraničená rohovkou a z druhé strany duhovkou, jejíž otvor uprostřed se nazývá zornice. Výplň komory je komorová voda.

Duhovko-rohovkový úhel

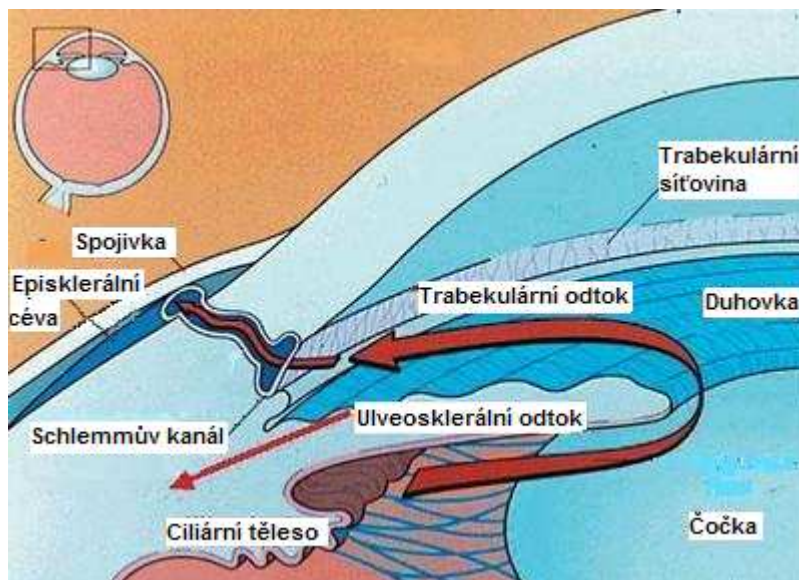
Místo duhovko-rohovkového úhlu je důležité pro odtok nitrooční tekutiny. Pokud by byla rohovka málo vyklenutá a tím i prostor přední komory by byl malý, znamenalo by to existenci zvýšeného rizika menšího duhovko-komorového úhlu, což by mohlo vést k jeho uzavření a vzniku glaukomu [7].

Trabekulární síťovina

Jako filtrace pro komorovou tekutinu se uplatňuje trabekulární síťovina neboli trámčina, která se nalézá v duhovko-rohovkovém úhlu. Velikost jejich pórů se směrem k Schnellova kanálu zmenšuje. Při přiblížení duhovky by mohlo dojít ke sníženému odtoku tekutiny.

Schlemmův kanál

Schlemmův kanál se nalézá v rohovce poblíž trámčiny, přes kterou do kanálu prostupuje nitrooční tekutina z přední komory. Stavbou je podobný cévě s endoteliární výstelkou. Kanál ústí do venózního systému, čímž odvádí přebytečnou nitrooční tekutinu z oka.



Obrázek 2 Odtok nitrooční tekutiny [18]

Zadní komora

Za zadní komoru se považuje malá oblast, která je ohraničená z přední části oka duhovkou a do zadní části ohraničení spadá komplex řasnatého tělesa a vnější strana čočky se závěsným aparátem. Volný prostor mezi přední a zadní komorou se nazývá zornice, jejíž plocha se mění především v závislosti na množství dopadajícího světla do oka.

Ciliární těleso

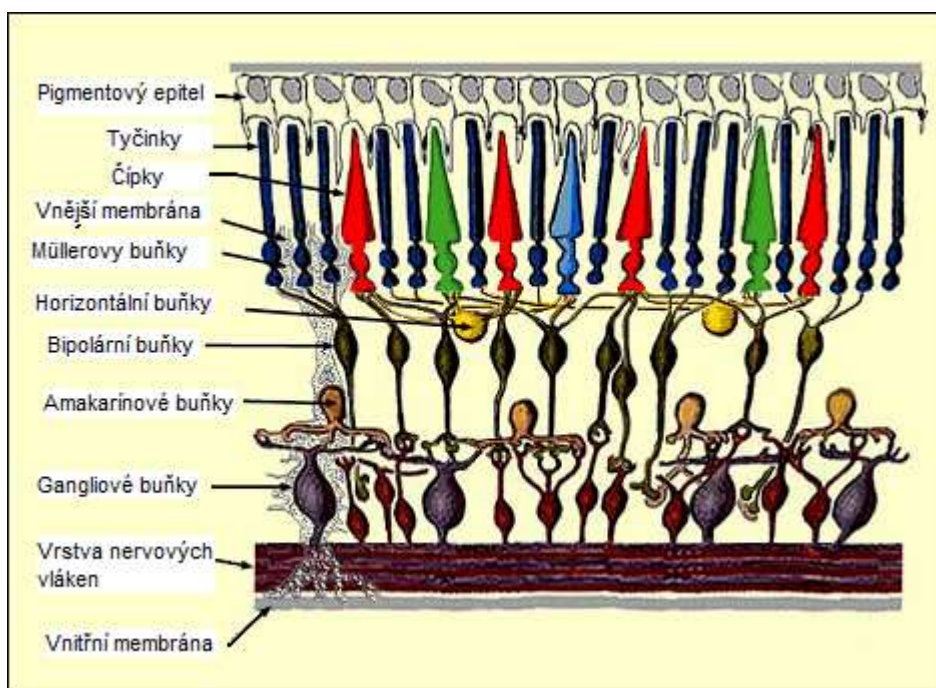
Ciliární neboli řasnaté těleso je přímým pokračováním cévnatky. Tvarem připomíná nařasený prstenec, který v oblasti korneosklerálního rozhraní přirůstá k bělimě. Hlavní složkou je hladký sval musculus ciliaris, který přes závěsný aparát odpovídá za akomodaci čočky. Další důležitou úlohou je tvorba nitrooční tekutiny, odpovědné za nitrooční tlak a obsahující výživné látky pro rohovku a čočku.

Sítnice

Mezi nejdůležitější a nejsložitější části oka patří sítnice, jejíž vrstvy, jak je můžeme vidět na Obrázek 3, převádí světelný signál přicházející z vnějšího prostředí na elektrický. Ten je odváděn zrakovým nervem do mozku k vyhodnocení.

Co vše lze vidět na zadním segmentu oka (sítnice, která sahá až k okraji duhovky) bude popsáno v kapitole 1.4 Vlastnosti barevných fundus snímků oka. Zde půjde jen o nastínění přibližné stavby sítnice, neboť není zapotřebí rozebírat všech 11 částí sítnice. Zevní vrstvu tvoří jednovrstevný pigmentový epitel (RPE), který pohlcuje dopadající světelné paprsky, a tak zabraňuje jejich průchodu nebo rozptylu uvnitř oka. Vnitřní vrstvu tvoří smyslové buňky a neurony. Mezi smyslové buňky patří tyčinky, které odpovídají za černobílé vidění a jsou rozmístěny po velké části sítnice s různou hustotou. Druhým typem smyslových buněk jsou čípky odpovídající

za barevné vidění. Jejich největší hustota je v prohlubni (fovea centralis) žluté skvrny. Na vodivé výběžky smyslových buněk navazují bipolární buňky a na ně dalšími synapsemi gangliové buňky. Vlákná gangliových buněk tvoří nejvnitřnější vrstvu sítnice a sbíhají se do zrakového nervu [10].



Obrázek 3 Vrstvy sítnice [21]

Zrakový nerv

Zrakový nerv je tvořen přibližně 1 miliónem axonů sítnicových buněk a opěrnou strukturou z pojivové tkáně. Místo jeho výstupu z bulbu se na sítnici nazývá slepá skvrna, neboť neobsahuje typické vrstvy sítnice, tudíž ani tyčinky a čípky, které by umožňovaly vidění. Při bočním pohledu na zrakový nerv lze vidět v jeho středu prohlubeň, neboli exkavaci. V místě výstupu nervu přes vnější vrstvu se z bělimy vytvořila lamina cribrosis. Za tímto proděravělým útvarem začínají axony myelinizovat [10].

1.2 Onemocnění sítnice

Mezi nejčastější onemocnění sítnice lze zařadit glaukom, diabetickou retinopatii a věkem podmíněnou makulární degeneraci. Podrobněji jsou tyto choroby rozebrány níže.

Glaukom

Glaukom neboli zelený zákal, označuje skupinu očních chorob, při kterých jsou poškozena vlákna zrakového nervu. Jejich poškození je většinou v důsledku vysokého NOT (nitrooční tlak). Existují však případy, kdy je zjištěna tato choroba i při statisticky normální hodnotě NOT, takže zcela jednoznačná příčina choroby neexistuje [10].

Velikost nitroočního tlaku je ve vztahu dynamiky tvorby nebo odchodu nitrooční tekutiny z oka. Ta je tvořena z krevní plazmy, která díky procesům ultrafiltrace a sekrece prostupuje skrz ciliární (řasnaté) těleso do zadní komory. Odtud nitrooční tekutina proudí zornicí do přední komory a většina jí odtéká póry trámčiny komorového úhlu až k endotelovým buňkám. Skrze ně přestupuje až do Schlemmova kanálu, odkud

se tekutina vrací zpět do celkového krevního oběhu. Menší část nitrooční tekutiny může odcházet řasnatým tělesem, duhovkou či rohovkou.

Nitrooční tlak se stanovuje při měření tonometrem. Hodnota normálního NOT je individuální, avšak ve zdravé populaci se její průměr pohybuje okolo hodnoty 16 torrů. Hodnoty nad 30 torrů jsou u většiny populace považovány za glaukomatogenní. Proto NOT nad 30 torrů bez glaukomových změn je označován oční hypertenzí a glaukom s NOT pod 18 torrů za glaukom s nízkou tenzí. NOT není během dne stálý, ale kolísá až o 8 torrů. Avšak kolísání o 10 torrů a více v sobě zahrnuje podezření na glaukom. Na kolísání můžou mít vliv i různé léky, úrazy, choroby či záněty, které ovlivňují prostoupení tekutiny z krevního oběhu do nitra oka [10].

Hlavními projevy glaukomu jsou exkavace zrakového nervu (centrální prohloubení), změny zorného pole a později i pokles zrakové ostrosti.

Zorné pole se hodnotí perimetrem, kdy se stanovuje grafický záznam hodnot. Jeho hodnoty se stejnou citlivostí se spojují a nazývají se izoptéry, výpadky zorného pole jsou nazývány skotomy, viz. Obrázek 4. Při naprosté ztrátě zrakové ostrosti a zorného pole se mluví o absolutním glaukomu.

Většina zjištěných změn nastává v oblasti terče zrakového nervu, které se dají hodnotit fundus kamerou. Při změnách papily zrakového nervu, které vedou k exkavaci, se nachází bledá papila (změna barvy) a ztenčení zároveň s vertikálním protažením neurosenzorického lemu [10].

Z dalších znaků lze připomenout čárkovité hemoragie na okraji terče, zářezy neuroretinálního lemu a poškození hlavně větších vláken, nacházejících se v oblasti s menší vrstvou pojivové tkáně. Terč zrakového nervu se jeví jako oválný útvar s centrálním prohloubením v důsledku chybění pojivové tkáně a axonů v této oblasti. Při hodnocení se dále sleduje konfigurace disku, velikost a vzhled jeho prohloubení, sítnicové cévy, barva terče a jeho okolí. Jako kritérium pro velikost exkavace se udává poměr C/D (cup-to-disc ratio), jehož hodnota se pohybuje v rozsahu 0,1 – 1 v závislosti na vzájemném vztahu průměru prohloubení k průměru terče. Kvůli velké variabilitě však nelze přesně určit normální hodnotu. Musí se znát i další okolnosti, které by tuto normální hodnotu mohly nějak ovlivnit, např. větší terče bývají u černochů a krátkozrakých lidí [10].

Při vyšetření polarizovaným světlem nebo při red-free osvětlení fundu jsou patrné změny nervových vláken. Vyšetření se dnes provádí hlavně pomocí OCT.

Klasifikace glaukomu se provádí podle stavu komorového úhlu (otevřený, uzavřený) a podle prvotní příčiny (primární stav, sekundární stav jako výsledek chorobného procesu).

Diabetická retinopatie

Pod pojmem diabetická retinopatie rozumíme onemocnění, které vzniká následkem diabetes mellitus (cukrovka). U diabetiků 1. typu se retinopatie vyvíjí až po době stanovení diagnózy, hlavně v postpubertálním věku. Avšak po dvaceti letech trvání diabetu byla retinopatie zjištěna u 99% těchto jedinců [13]. Při diabetu 2. typu bývá zhoršené vidění a prognóza jednou z příčin zjištění diabetu.

Diabetická retinopatie a její komplikace často způsobují těžké postižení zraku, a při neléčení můžou být i příčinou oslepnutí.

Choroba je pravděpodobně způsobená dlouhodobými a opakovanými hyperglykemiemi, které vedou ke změnám struktur proteinů ve tkáních, a tím i jejich funkcí. V cévní stěně kapilár sítnice klesá počet pericytů, mezotelových buněk obklopujících endotelové buňky kapilár, takže dochází k poškození těchto endotelových buněk, oslabení kapilární stěny a následně k její dilataci. Později může nastat proliferace

endotelu a vznik okluze lumen. Jelikož je cévní stěna narušena, přes hematoretinální bariéru prostupuje více látek, které vedou k edému a k akumulaci lipidů a proteinů.

Ke změnám nedochází pouze v cévní stěně ale také v samostatném krevním řečišti, což se projeví například zvýšenou viskozitou krve a agregačními schopnostmi trombocytů (krevních destiček).

Všechny tyto změny vedou ke kapilárním uzávěrům, jejichž důsledkem je edém, narušení nervových vláken a místa sítnice nezasobené krví (ischemie). V těchto místech po čase začnou působit vazoproliferativní faktory, které dávají vzniknout neovaskularizacím sítnice. Rozumí se tím novotvořené cévy, které vycházejí z žil a vznikají v důsledku neperfundované sítnice. Kvůli své špatné kvalitě, křehkosti a propustnosti se však tyto neovaskularizace stávají zdrojem dalšího krvácení a edému.

V následující část se bude zabývat projevy onemocnění, které se mohou vyskytnout na snímcích fundus kamery.

Vznik mikroaneurizmat se již nastínil, začíná odumíráním pericytů, což má za následek oslabení cévní stěny a v konečné fázi její dilataci. Jeví se jako červené tečky hlavně na přechodu perfundované a neperfundované sítnice. Záměna s tečkovitými hemoragiemi se řeší pomocí FAG, při kterém jsou mikroaneurizmata vidět, protože se s malým zpožděním plní krví.

Retinální hemoragie se dělí na tečkovité, plaménkovité nebo stříkancovité [13]. Jejich vznik souvisí s porušenou stěnou mikroaneurizmat nebo kapilár, kdy dojde k proniknutí kapaliny mimo cévu.

Vatovitá ložiska jsou tvořena šedavou exoplazmou, která se při ischemii nervového vlákna vylévá do okolí. Při FAG se oblast jeví jako neperfuzovaná. Pokud je však nevyživována rozsáhlá oblast sítnice, tak se již mluví o intracelulárním edému. Dalším druhem edému je extracelulární edém, který není tvořen exoplazmou ale tekutinou z dilatovaných kapilár.

Při takovém prosakování krevní plazmy z kapilár se tekutina postupem doby může vstřebat a zůstanou bílkoviny a lipidy, které vytvoří tvrdá ložiska, většinou na okraji edému.

Mezi žilní abnormality se řadí dilatace žil, korálový vzhled žil, omega kličky a IRMA. Korálový vzhled větších žil se pozoruje v oblastech s rozsáhlou ischemií a značí velmi zpomalenou cirkulaci. IRMA neboli intraretinální mikrovaskulární abnormality jsou neprosakující dilatované kapiláry vyrůstající z větší žíly a směřující do neperfundované oblasti sítnice.

Posledním důležitým jevem na snímku diabetické retinopatie je neovaskularizace.

Věkem podmíněná makulární degenerace (VPMD)

Posledním častým onemocněním sítnice je makulární degenerace, která se objevuje hlavně u lidí nad 50 let. Bylo zjištěno, že ztráta zrakové ostrosti se při této chorobě objevuje u 20% lidí starších 75 let [10].

Na rozdíl od glaukomu a diabetické retinopatie je patologie makulární degenerace omezena pouze na makulární oblast.

Přesná příčina vzniku VPMD není známa, avšak usuzuje se na multifaktoriální poruchy způsobené četnými predisponujícími geny a na vlivy vnějšího prostředí [10]. Z vlivů vnějšího prostředí to může být kouření, neboť se tím snižuje hladina antioxidantů zabráňujících poškození buněk volnými radikály. Hladinu antioxidantů nestačí jen zbytečně snižovat, ale také by se měla zvyšovat přijímáním z potravy v podobě vitamínů C, E, karotenoidů a stopových prvků. Zvýšené riziko VPMD bylo zjištěno i u osob s vyšší hladinou cholesterolu v krvi.

To vše má za následek špatné vidění kvůli poškození očních cév. Blízké předměty se mohou jevit deformovaně nebo vnímaný obraz může obsahovat skotomy, neboli výpadky zorného pole, kdy se v obraze objeví černé skvrny. To vede k neschopnosti čtení. Schopnost vidění do dálky se tak oslabí, a tak pacientovi se nakonec zachovává pouze periferie pro orientaci v prostoru.

Jelikož dochází k deformaci obrazu, tak se pro nejjednodušší vyšetření používá Amslerova mřížka. Je to seskupení černých čar ve tvaru čtvercové sítě na bílém podkladu. Pacienti s postižením makuly neuvidí pravoúhlou síť, ale různě vyklenutou síť. Pro přístrojové vyšetření se využívá perimetrie, oftalmoskopie, OCT atd.

VPMD lze rozdělit dvěma způsoby – podle rychlosti nástupu nebo podle času.

Pozvolný průběh onemocnění se označuje jako suchá forma a zahrnuje 85% pacientů. Zbýlých 15%, u kterých došlo k náhlému poklesu vizu, je označeno za pacienty s vlhkou formou.



Obrázek 4 Vlevo výpadek zorného pole (skotom), pacient se suchou formou VPMD; vpravo pokroucený obraz (metamorfopsie), vlhká forma VPMD [23]

Na obrázku 4 lze vidět důsledky skotomu a deformace. Jedno však nevylučuje druhé, a tak může být i pacient, který vidí deformovaně, a přitom obraz obsahuje skotomy.

Rozdělením podle času se rozumí časná forma VPMD, označovaná jako věkem podmíněná makulopatie, a její pozdní forma označovaná jako samotná věkem podmíněná makulární degenerace. Toto druhé rozdělení je preferováno více, a proto si jej více rozvedeme.

Pro věkem podmíněnou makulopatii jsou charakteristické měkké drůzy a abnormality pigmentového epitelu. Obecně se pod pojmem drůzy myslí okrouhlá žlutá ložiska bohatá na kolagen a lipidy v místech ztlustění sítnice. Tvrdé drůzy vypadají jako malá okrouhlá depozita. Měkké drůzy jsou větší s nepřesným ohraničením. Pro pacienta představují větší měkké drůzy zvýšené riziko pro přechod nemoci do pokročilejších stádií VPMD. Jako abnormalita retinálního pigmentového epitelu se bere například jeho hypopigmentace.

Vlastní VPMD se projevuje geografickou atrofií retinálního pigmentového epitelu, ablací RPE, choroidální neovaskularizací nebo fibrózním jizvením makuly. Geografická atrofie RPE se děje postupnou ztrátou buněk RPE a fotoreceptorů. Tudíž se projeví jako ostře ohraničená hypopigmentace RPE.[10]

1.3 Možnosti přístrojové diagnostiky

Jelikož jednotlivé choroby postihují různé části oka, používá se i odlišných přístrojů a technik ke zjištění stavu pacienta. Například při podezření na glaukom doktor vytvoří anamnézu pacienta a vyšetří duhovkorohovkový úhel, pro případnou klasifikaci glaukomu. Dále pozoruje zrakový nerv pomocí štěrbinové lampy a fundus kamery,

změří nitrooční tlak, vyšetří zorné pole pomocí perimetru a udělá digitální analýzu terče zrakového nervu přístrojem HRT, což je zkratka pro Heidelberg Retina Tomograph.[20]

Perimetrie

Perimetrie je vyšetřovací metoda pro zjištění rozsahu zorného pole a případných skotomů. Při statické perimetrii se pacient usadí před přístroj ve tvaru polokoule (perimetr) a sleduje jedním okem určitý bod na vnitřní straně tohoto přístroje. Přitom se barevně rozsvěčují ostatní předvolené body na vnitřní straně perimetru. Při každém zaznamenaném bodě na periférii pacient zmáčkne tlačítko jako souhlas smyslového rozpoznání. Program samostatně vyhodnotí zorné pole. U kinetické perimetrie lékař pohybuje značkami v různých osách a sám vyhodnocuje hranice zorného pole a Mariotův bod (místo slepé skvrny). Pomocí perimetrie lékař může vyhodnotit i patologické místo, odpovědné za vytvoření skotomu.

Měření očního tlaku tonometrem

Pro měření očního tlaku se využívá tonometrů. Tyto přístroje jsou založeny na mírné deformaci rohovky, u níž měříme tlak jako odpor vyvinutý proti deformaci.

Při použití aplanačního tonometru se musí rohovka znecitlivět, neboť na ni přímo tlačí kontaktní plocha přístroje. Přitom lékař pozoruje ve štěrbinové lampě zploštění oka a odečítá tlak způsobující deformaci rohovky. [13]

Dnes se však používá šetrnější způsob pomocí bezkontaktního tonometru. Rohovka se znecitlivět nemusí, neboť kontaktním prostředím mezi přístrojem a okem není pevná látka ale proud vzduchu, který přístroj foukne do oka a vyhodnotí tlak z rychlosti odraženého vzduchu.

HRT vyšetření

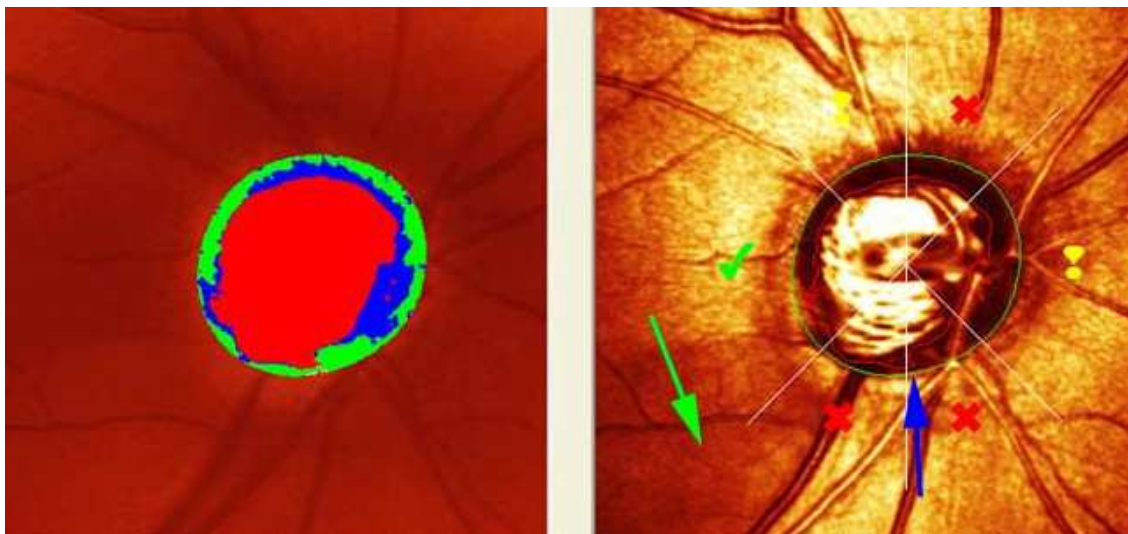
Heidelberg Retina Tomograph (HRT) je laserový skenovací systém, který nabízí tři základní funkce. Glaukomový modul poskytuje kvantitativní popis topografie terče zrakového nervu a posouzení jeho změn v čase, a tím umožňuje detekci a sledování případné progresy glaukomu. Makulární modul slouží ke kvantitativnímu měření edému sítnice a je určen pro diagnostiku onemocnění makulární oblasti (diabetická makulopatie). Rohovkový modul slouží k mikroskopii jedné z vrstev rohovky [4].

Vyšetření se provádí bez mydriázy a je založeno na pohybu laserového paprsku o nízké intenzitě po sítnici bod po bodu jako na šachovnici až pro 64 řezů. Tím detektor získá informaci o množství odraženého světla z každého bodu. Přitom vzniká topografický trojrozměrný obraz na obrazovce počítače. Poté se ručně – pomocí myši – vyznačí vnější okraj papily zrakového nervu a program sám zpracuje a vyhodnotí informace o zrakovém terči, neuroretinálním lemu, exkavaci a dalších parametrech formou porovnání s nadefinovanými průměry.

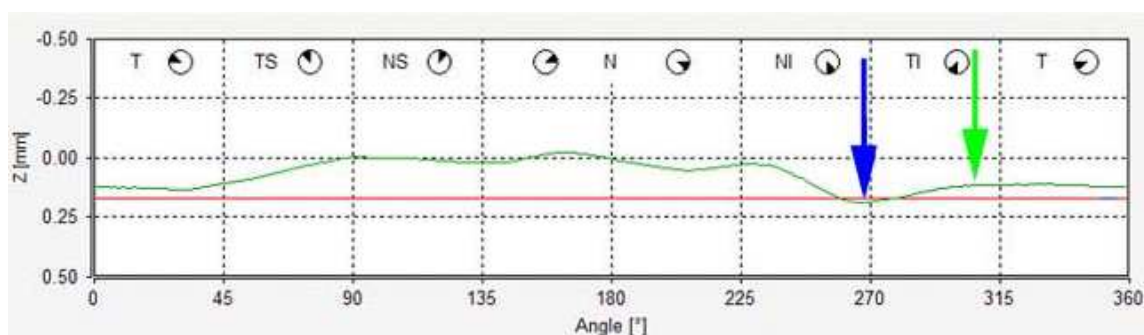
Na topografickém obrázku, viz Obrázek 5, jsou pro přehlednost barevně odlišeny části papily. Zelená barva odpovídá neuroretinálnímu lemu na úrovni sítnice. Modrou barvou je vyznačen mírně se svažující retinoneurální lem až po úroveň referenční roviny. Červeně je vyznačena exkavace, která se již nachází pod referenční rovinou. Tato rovina se nachází paralelně 50 μ m pod povrchem sítnice [2].

Papila na reflexním obrázku je rozdělena radiálně na 6 výsečí, ve kterých se pomocí Morfieldské regresní analýzy vyhodnocuje nález. Zelenou křivkou je vyznačen okraj papily a červenou křivkou oblast referenční křivky. Pokud oblast výseče odpovídá normě, tak se objeví zelená fajfka. Pokud je srovnání spekulativní, tak se objeví žlutý vykřičník a červeným křížkem se značí patologický nález, viz na Obrázku 5 a Obrázku 6 je zelenou šipkou vyznačena tmavší oblast, která značí výpadek ve vrstvě nervových

vláken. Modrou šipkou je vyznačeno chybějící druhý vrchol konturní křivky papily. Zdravá papila má totiž konturní křivku s dvěma neostrými vrcholy, a to v oblasti 90° a 270° [2].

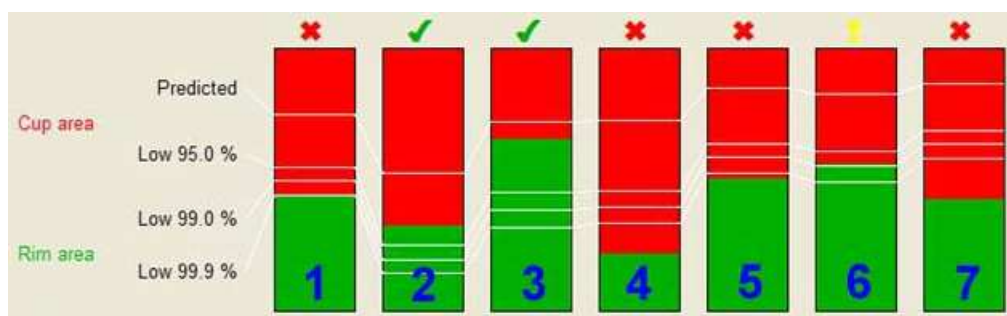


Obrázek 5 Topografický a reflexní obraz zrakového terče metodou HRT [2]



Obrázek 6 Výškový profil konturní křivky papily [2]

K Moorfieldské regresní analýze patří názornější vyjádření hodnot, které můžeme vyčíst z Obrázku 7. První sloupec představuje globální poměr: poměr neuroretinálního lemu vyznačeného zeleně (na topografickém snímku je to zelená + modrá barva) a poměr exkavace vyjádřené červenou barvou z celkové plochy papily. Dalších šest sloupců představují poměry neuroretinálního lemu a exkavace z jednotlivých výsečí papily [2].



Obrázek 7 Moorfieldská regresní analýza [2]

K dalším informacím získaným z HRT patří horizontální a vertikální řez papilou, 3D obraz papily a hodnocení pomocí stereometrických parametrů. Těchto parametrů je 22

a jako příklad se může uvést Rim Area (plocha neuroretinálního lemu) nebo Height Variation Contour (výšková variace konturní křivky).

Optická koherentní tomografie OCT

Pro vyšetření exkavace zrakového nervu u glaukomu je hlavní metodou OCT. Patří mezi neinvazivní a nekontaktní zobrazovací metody při zobrazení sítnice a pro měření tloušťky vrstvy nervových vláken v příčném průřezu na principu ultrasonografie. Přístroj se využívá hlavně k vyšetření makuly a terče zrakového nervu, dále pak k měření tloušťky edému, vyšetření různých druhů VPMD, odchlípení sítnice atd.

Princip přístroje je v tom, že se vyšle laserový paprsek o vlnové délce nad 800nm (infračervené záření) do oka a pomocí interferometru se měří časové rozdíly v odrazu kontrolního paprsku od referenčního zrcadla a paprsku odraženého od jednotlivých vrstev sítnice. Vytvoří se tak až 768 vrstev, neboli A-skenů, které se poskládají tak, aby vytvořili dvojrozměrný obraz průřezu tkáně. [4]

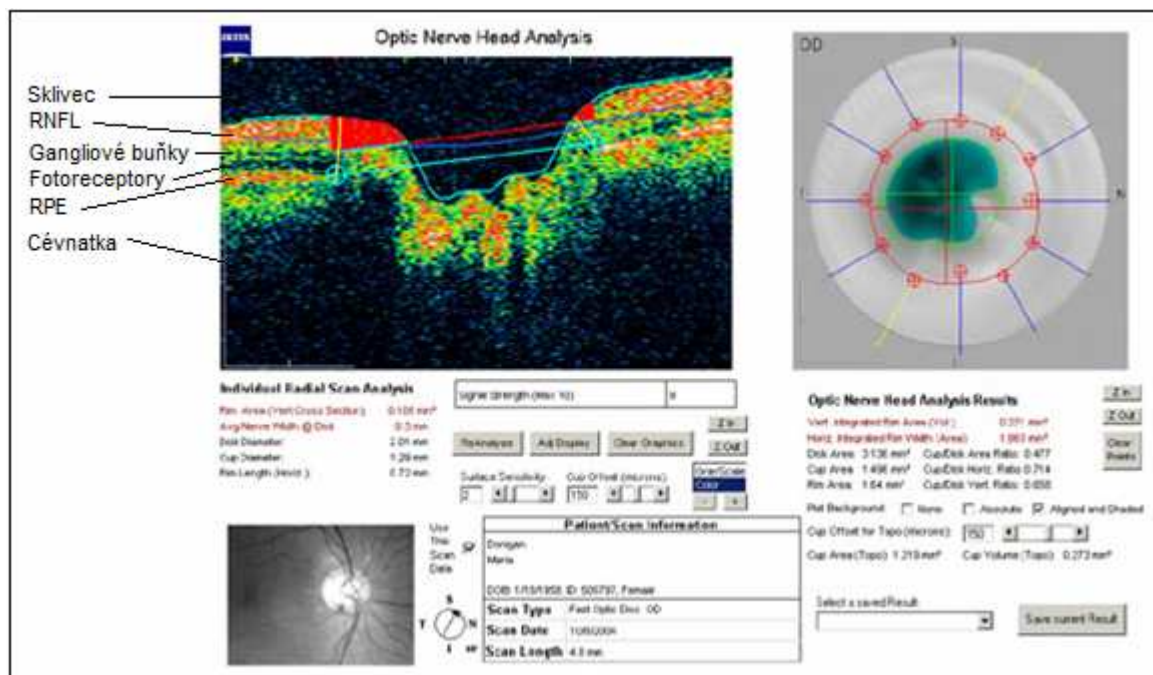
Zpoždění odrazu je barevně kódováno v závislosti na reflektivitě. Bíle a červeně se zobrazují oblasti s vysokou reflektivitou, mezi které patří REP, nervová vlákna nebo neovaskulární membrána. Malá reflektivita se zobrazuje modře až černě. V obrazu se tímto způsobem můžou projevit prostory s tekutinou, které by mohly značit odchlípení. Žlutozeleně se jeví oblasti mezi těmito dvěma extrémy reflektivity, což je například neurosenzirická sítnice.

Hloubka skenu je 2mm [4]. A rozlišení je vyšší než u jiných metod, jako např. CT nebo MRI.

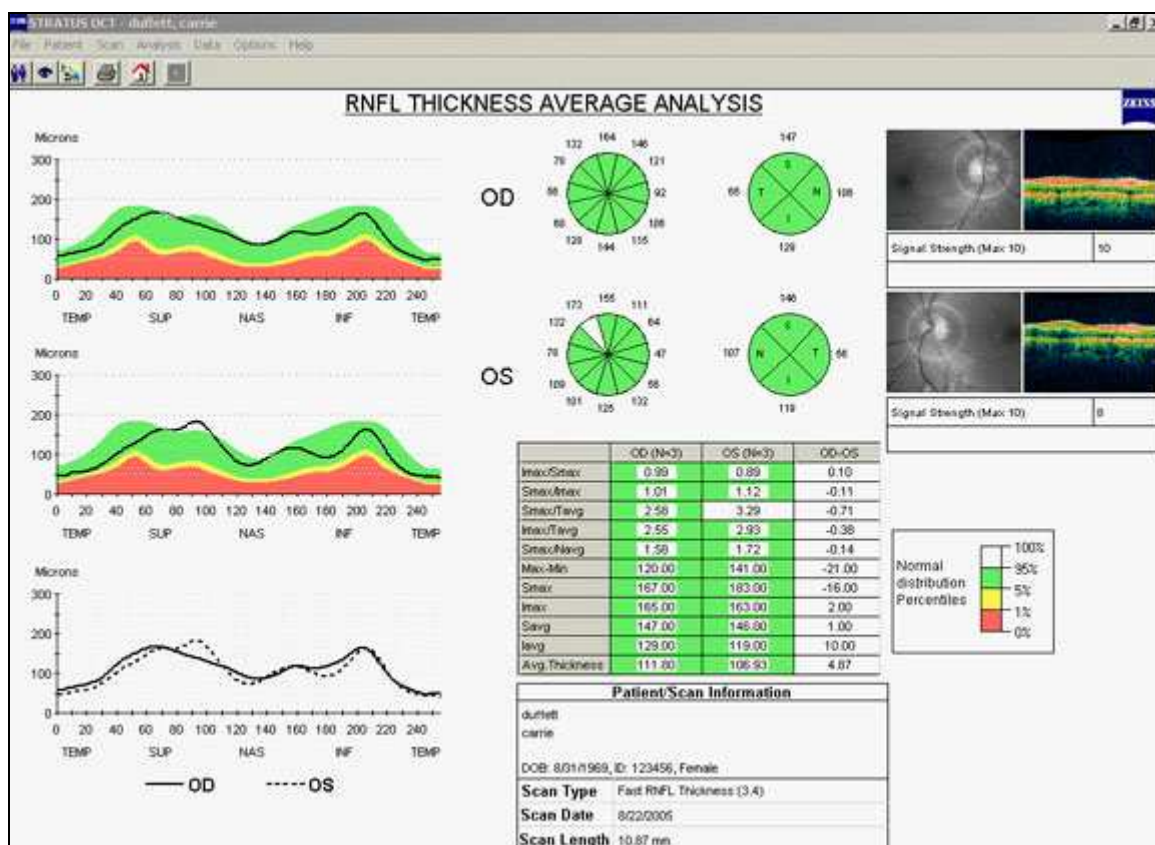
Z vyšetření se můžou zjistit všechny tři výše popsané choroby, viz Onemocnění sítnice.

Výsledkem OCT může být barevná mapa průřezu optickým nervem, viz Obrázek 8. V levém rohu je obraz barevného průřezu. Červeně je vyznačena oblast neuroretinálního lemu. Okraj papily je vyznačen referenčními body (modrý křížek v kroužku), které jsou umístěny na konce RPE. Spojnice těchto dvou bodů určuje průměr papily. Průměr exkavace je vyznačen červenou čarou, která se nachází vždy v dané vzdálenosti nad linií průměru papily, avšak je korigovatelný. V pravém horním rohu je zachycen tvar terče, vymezen červenou křivkou, a plocha exkavace, která je vymezena zelenou křivkou. Žlutě naznačený řez představuje aktuální zobrazení levé části obrázku.

Na Obrázku 9 se provádí analýza vrstvy RNFL v podobě dvou lineárních diagramů, kde osa x představuje rozvinutou kružnici cirkulárního skenu a osa y hodnotu tloušťky RNFL v μm . k dispozici jsou i kruhové diagramy rozdělené na 12 a 4 sektory, jejichž čísla uvádí průměrné hodnoty tloušťky RNFL pro příslušný sektor. Zcela napravo se nachází černobílý video-záběr skenované oblasti, ve kterém je kruhem vyznačena kružnice pro lineární diagram zároveň s tímto skenovaným diagramem.



Obrázek 8 Získané vyhodnocení z OCT vyšetření [17]



Obrázek 9 Získané vyhodnocení tloušťky vrstvy RNFL z OCT vyšetření [17]

Oftalmoskopie

Oftalmoskopie je metoda pro vyšetření očního pozadí, které zahrnuje sítnici, její cévy a zrakový nerv. Principem metody je posvítit zdrojem světla pacientovi přímo

do oka ta, aby lékař mohl pomocí čoček pozorovat vnitřek sítnice. Dělí se na přímou a nepřímou oftalmoskopii.

1) Přímá oftalmologie

Provádí se ručním monokulárním oftalmoskopem se zabudovaným osvětlením. Poskytuje obraz zvětšený, přímý a nepřevrácený. Jeho velkou nevýhodou je však malé zorné pole, které činí 5-8° [10]. Záleží to totiž na velikosti zornice pacienta i lékaře.

2) Nepřímá oftalmoskopie

Nepřímý oftalmoskop je binokulární přístroj umístěn na hlavě vyšetřujícího, který přes přídavné čočky u oka vyšetřovaného sleduje sítnici. Vzniká tak zvětšený, reálný, ale převrácený obraz. Velkou výhodou je široké zorné pole, jehož velikost závisí na typu použitých čoček. Většinou má vyšetřující zorné pole asi 45°; při použití Goldmannovy třízrcadlové čočky však lze pozorovat i periferii sítnice a struktury duhovkorohovkového úhlu. Tato čočka také poskytuje nejostřejší a nejpresnější obraz makuly. [10]

Fundus kamera je optický přístroj nahrazující přímou oftalmoskopii. Po prosvícení oka pomocí intenzivního světelného zdroje, nám poskytuje přímý a zvětšený obraz sítnice. Jedná se o speciálně přizpůsobenou kameru, která je připevněna na mikroskop. Fundus kamery můžeme podle metody měření dělit na mydriatické, non-mydriatické a kombinované. Při Mydriatickém vyšetření se musí oko nejprve rozkapat, aby se zvětšila zornice a tím byla více přístupnější sítnice. U non-mydriatických fundus kamer není potřeba mydriázy (rozšíření zornice kapkami), takže pacient není po vyšetření omezen rozmazaným viděním.

Výsledkem v současné době bývají kvalitní digitální fotografie, které mají možnost počítačové analýzy s přesnější kvantifikací a s možností porovnávání snímků v delším časovém období.

Z fundus kamery se můžou získat různé typy snímků, což záleží na volbě filtru. Většinou se provádí barevný snímek, na němž převládá červený odstín, neboť sítnice je bohatě prokrvena. Pokud se chtějí ve snímku zvýraznit nervová vlákna nebo přesná cesta cév, tak se použije filtr, který nepropouští světlo o vlnové délce pro červenou barvu. Větší cévy jsou zde znázorněny černou barvou a prokreslení nervových vláken je lépe viditelné. Takový snímek se nazývá Red-free.

Pro znázornění cévního plnění se využívá metoda FAG nebo ICG.

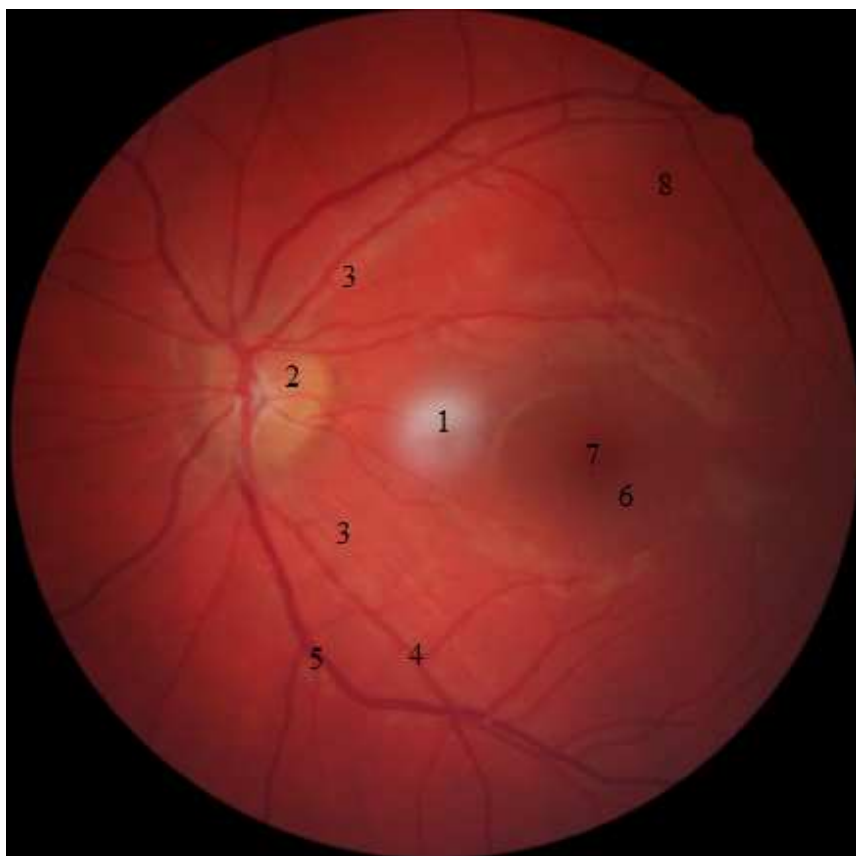
FAG neboli fluorescenční angiografie je metoda, která slouží pro vyšetření cév sítnice i stavu retinálního pigmentového epitelu. Tím umožňuje prozkoumat funkční integritu hemoretinální bariéry. K provedení je pacientovi zavedena do těla kanyla, přes kterou se v určitý okamžik vstříkne injekcí fluorescein. Fluorescein je látka, která absorbuje světlo o vlnové délce 465-490nm (modrá složka) a excituje světlo o vlnové délce 520 – 530nm (žlutozelená složka). Takže z širokého spektra světla blesku se při průchodu kobaltovým filtrem vytvoří modré světlo, které je pohlceno fluoresceinem. Z excitované žlutozelené složky je při průchodu bariérovým filtrem blokováno modré světlo. Vlnová délka světla vzniklého tímto způsobem je zaznamenávána přes detektor. Za 10-15 sekund po aplikaci fluoresceinu se začnou plnit retinální tepny, které se projeví zběláním. Během 3 – 5 minut se látka rovnoměrně rozprostře po celém těle, takže na snímku již nedokážeme rozeznat tepny od žil. Během jedné hodiny dojde k vyloučení látky z těla ledvinami. Z procesu získáme ručně nebo programem

automaticky snímané obrazy, ze kterých můžeme usoudit pacientův stav. Čím je oblast tmavší, tím je menší perfúze. [11]

Dalším typem angiografie je indocyaninová angiografie (ICG), která zobrazuje hlavně choroidální cévní řečiště. Na rozdíl od FAG totiž nedochází k rychlému prosakování barviva z choriokapilaris, neboť barvivo se váže na bílkoviny v krevní plasmě, které nepřejdou přes fenestra cév v choriokapilaris. Časem je barvivo metabolizováno játry a vyloučeno do žluče. Časový průběh zobrazení je pomalejší než u FAG. Tento typ angiografie má své výhody, avšak jelikož však využívá infračervené části spektra elektromagnetického záření, tak přístroj potřebuje mít ještě speciální čip pro vlnovou délku infračervené oblasti. [11]

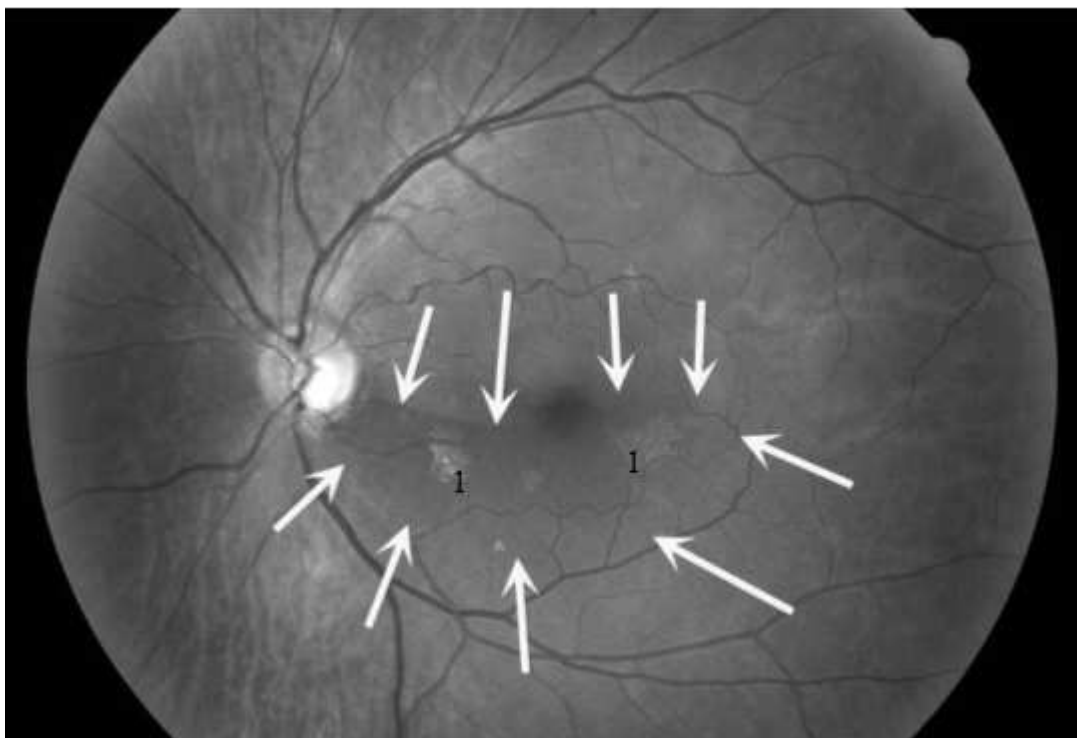
1.4 Vlastnosti barevných fundus snímků oka

Snímky z fundus kamer jsou většinou kruhového tvaru, aby zachytili co největší zobrazovanou plochu. Každá kulová plocha by měla mít výběžek, který usnadňuje orientaci snímku, neboť se nachází na horní polovině kulové plochy. Pro rozeznání snímku pravého a levého oka si musí člověk uvědomit, že zrakový nerv se nachází blíže nosu. Z toho vyplývá, že Obrázek 10, na kterém si blíže popíšeme vzhled zadního segmentu, byl vytvořen vyfocením levého oka vyšetřované osoby. Centrální světlá skvrna (1), která se většinou eliminuje, je artefaktem blesku. Terč zrakového nervu (2), neboli slepá skvrna, je znázorněn žlutou oblastí, do které směřují vlákna gangliových buněk (3) znázorněna světlou kresbou. Lépe jsou však znázorněna na Obrázku 11, kde lze vidět i jejich výpadek. Z terče zrakového nervu vybíhají i světlejší tepny (4) a tmavší žíly (5). Jejich přesné rozlišení by mohla podat angiografie. Tmavší skvrna znázorňuje žlutou skvrnu (6), jejíž střed fovea centralis (7) obsahuje pouze čípky. Oblast vzdálená od centra se nazývá jako periferie sítnice (8). Snímek zadního pozadí zkoumaného oka nevykazuje žádné patologie.



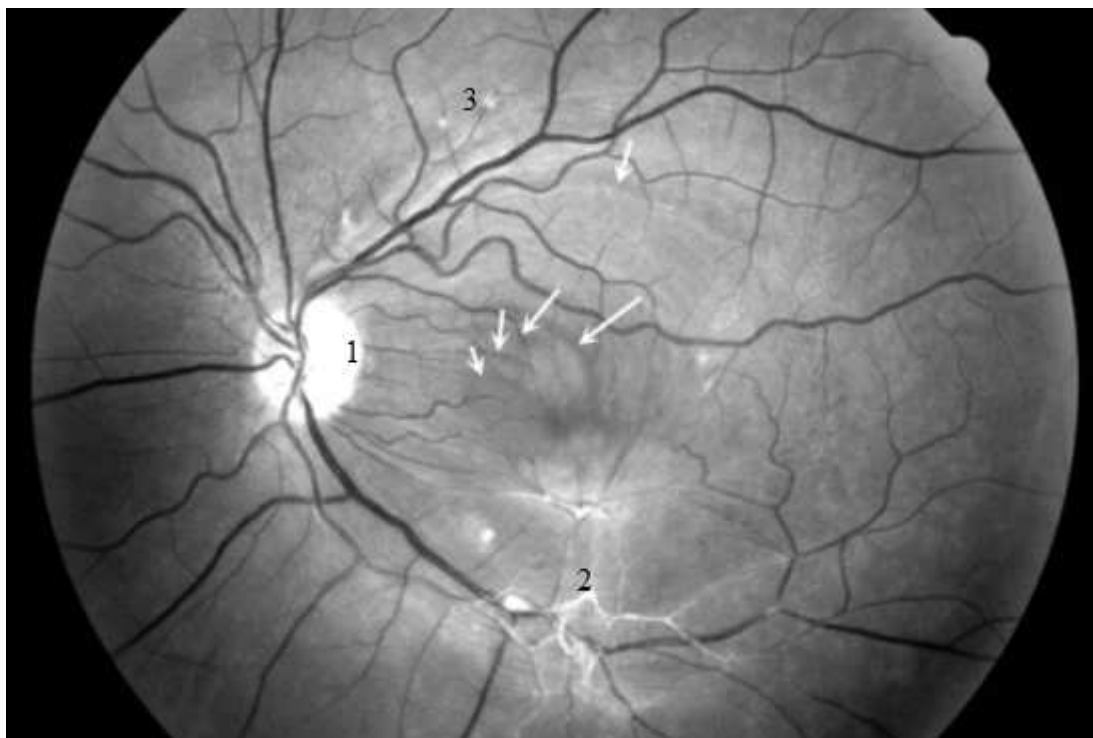
Obrázek 10 Zadní segment zkoumaného oka

Obrázek 11 by mohl odpovídat typickým glaukomovým změnám očního fundu, neboť zde nalézáme větší necentrální exkavaci a z ní vybíhající velké množství nefunkčních nervových vláken (ohraničení bílými šipkami), která zasahují až do makuly. Postižený tedy již bude mít citelné výpadky zorného pole. Dále je sítnice postižena depozity (1).



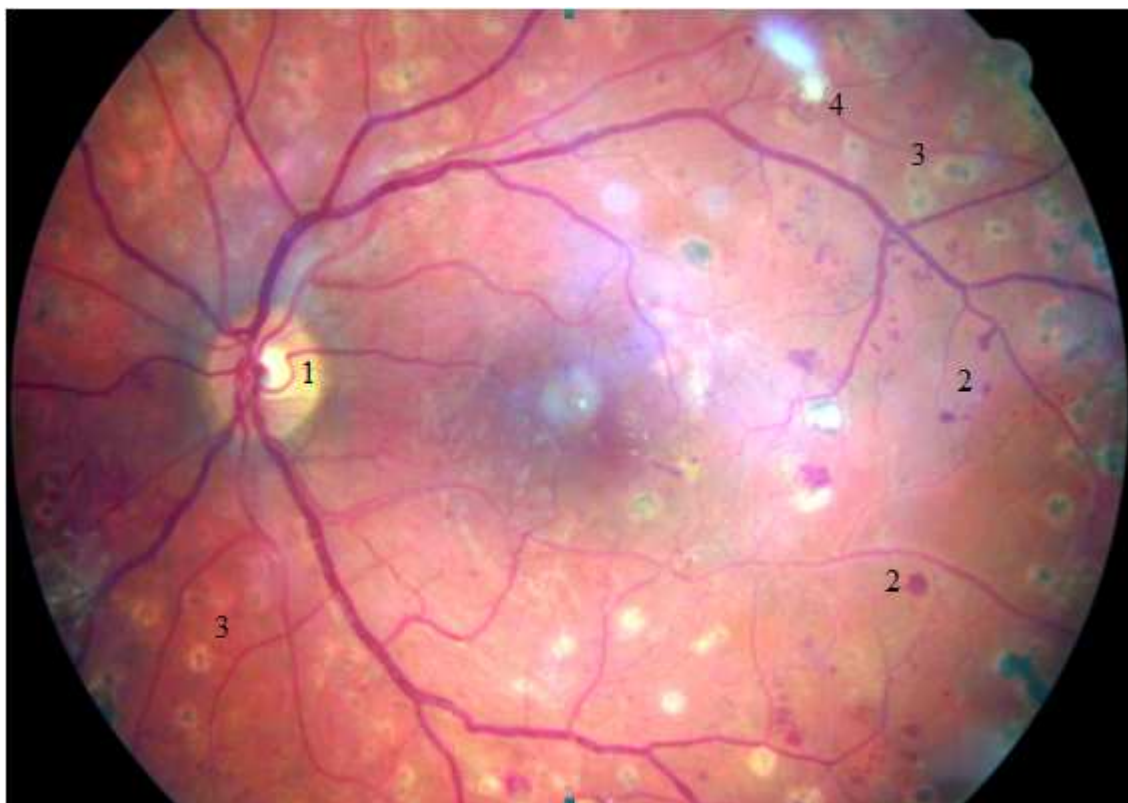
Obrázek 11 Zadní segment oka s velkým výpadkem nervových vláken

Další výpadky nervových vláken jsou naznačeny bílými šipkami na Obrázku 12. Z důvodu přesvětlení (1) však nelze rozeznat exkavace zřetivého terče. Nachází se zde však degenerace tepny (2), která může mít zánětlivý nebo sklerotický původ. Dále by se mohlo odhadovat na přítomnost drobných hemoragií (3).



Obrázek 12 Zadní segment oka s výpadkem nervových vláken a dalšími patologiemi

Oční pozadí na Obrázku 13 je dosti poškozeno. Zrakový nerv je sice centralizován, ale céva (1) tvoří dosti výraznou kličku, která by mohla upozorňovat na exkavaci. Cévy v celé sítnici jsou značně poškozené, takže krev prosakuje (2). Proto šel tento pacient na laserovou koagulaci, po níž zbyly kruhové stopy (3) po celé sítnici. Některé jsou více prozářené, a tak místo nažloutlých kruhů můžeme vidět až tmavá místa upozorňující na degeneraci sítnice. Místo (4) je na tomto snímku dosti světlé, ale na normálním barevném snímku by šla vidět žlutá barva, která by mohla odpovídat za depozitum nějaké usazené látky. Pacient mohl pravděpodobně trpět diabetickou retinopatií, či mohlo jít o staršího pacienta, jehož cévy již nefungovaly správně.



Obrázek 13 Zadní segment oka s aplikací laseru

Další vložené snímky by obsahovaly spoustu dalších nálezů, avšak tato podkapitola se má zabývat hlavně vlastnostmi fundus snímků, což už bylo zmíněno.

2 Teorie registrace obrazů

Registrace neboli lícování obrazů je proces, kdy se hledá vhodná geometrická transformace, která obrazy převede do jednoho souřadného systému. Tato transformace tedy popisuje vzájemný prostorový vztah mezi referenčním a registrovaným souborem dat. Pro matematické vyjádření se využívá vztah [9]:

$$T' = \arg_{\min_T} F(\vec{u}(\cdot), \vec{v}(T(\cdot))) \quad (1)$$

kde T značí geometrickou transformaci aplikovanou na registrovaný datový soubor, T' hledanou geometrickou transformaci, F funkci, která hodnotí registraci dvou datových souborů s danou transformací, $u(\cdot)$ hodnoty referenčního obrazu a $v(T(\cdot))$ hodnoty registrovaného obrazu transformovaného do souřadného systému referenčního obrazu.

Využití aplikace registrace obrazů se může rozdělit do čtyř hlavních skupin v závislosti na způsobu sběru dat.[15]

1) Sběr dat z různých úhlů pohledu

Snímky stejné scény jsou snímány z různých úhlů pohledů. Cílem je dostat větší 2D nebo 3D obraz. Tento proces tedy směřuje k fúzování, kdy je snaha vytvořit tzv. panoramatický snímek nebo prostorový snímek.

2) Sběr dat v různém čase

Snímky stejné scény jsou snímány v časových intervalech s určitou prodlevou. To může vést i k rozdílným podmínkám při snímání. Cílem je najít a ohodnotit změny, které proběhly na snímcích po sobě následujících.

3) Sběr dat různými senzory

Snímky stejné scény jsou snímány různými senzory. Cílem je spojit takto získané data do jedné scény, abychom dostaly komplexnější a detailnější informace.

4) Registrace scény v modelu

Předpokládá se, že je k dispozici snímek scény i model scény. Modelem může být počítačová reprezentace dané scény, jako například mapa, nárys nebo průměrný vzorek. Cílem je najít snímek scény v modelu a jejich následné srovnání.

2.1 Geometrické transformace

Geometrická transformace je obecně zobrazení, v němž dochází k rovnosti dvou podmnožin $A=B$, kdy každému bodu X z množiny A je jednoznačně přiřazen bod X' z množiny B . Podmnožina A je referenčním souborem dat a množina B registrovaným. Geometrické transformaci můžou podléhat jak body v rámci jednoho souřadného systému, tak samotný systém souřadnic. Transformace souřadného systému se používá při registraci dat z různých souřadných systémů, které pro další zpracování se musí přetransformovat do jednoho.

Typy transformací

Existují různé druhy transformací, které mohou způsobit translaci, rotaci, změnu měřítka, zkosení atd. Dále se více rozebere translace a rotace [1].

1) Translace neboli posunutí

Při translaci se změní pouze souřadnice objektu, ale vzdálenosti bodů objektu a jejich rovnoběžnost s původním umístěním je zachována. Tato transformace je dána pouze vektorem posunutí $p=(x_t, y_t)$.

2) Rotace neboli otočení

Rotace objektu v soustavě souřadnic změní hodnoty souřadnic, ale zachová se vzdálenost bodů objektů. Na rozdíl od translace však se nezachovává rovnoběžnost posunutí bodů.

2.2 Interpolace

Registrace a tedy i transformace dat se neobejde bez jejich interpolace. Původní obraz je v diskrétní podobě. Jeho transformace může způsobit ztrátu informace při přesunu jasové hodnoty do místa mimo vzorkování. Proto se musí počítat s provedením nějakého typu interpolace, která převede jasové hodnoty do míst zobrazení. Pro názornost si představme mřížku, jejíž uzly odpovídají celočíselným hodnotám, takže pokud se kvůli transformaci přesune obraz z míst uzlů do míst prázdných čtverců, tak se hodnota nezaznamená.

Existují různé typy interpolací, jejichž daný výběr závisí na upřednostnění rychlosti, nebo přesnosti výpočtu. Mezi základní typy patří interpolace metodou nejbližšího souseda nebo bilineární interpolace [1].

2.3 Kriteriační funkce

Daný předpis porovnává všechny možné případy a ohodnocuje míru podobnosti mezi referenčním a registrovaným obrazem. Může k tomu využívat následujících metod.

1) Suma rozdílů čtverců (SSD – Sum of Squared Differences)

Nejjednodušší metodou je porovnání referenčního a registrovaného obrazu tím, že je od sebe odečteme. Pokud jsou tyto obrazy shodné, je suma kvadrátů intenzit všech jejich bodů rovna nule (minimum). Metoda se používá však jen u obrazů, u kterých se předpokládá maximální shoda a žádný šum, protože již při malých odlišnostech může metoda selhávat. Větší shody a odstranění šumu se může dosáhnout i předzpracováním obrazů.

Kriteriační funkce, jejíž minimum hledáme, je ve tvaru [1]:

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_i^N |R(i) - L'(i)|^2 \quad (2)$$

pro všechna $i \in R \cap L'$, kde N je počet shodných bodů, i je příslušný bod, R je vstupní obraz (referenční) a L' je zpětně transformovaný obraz (registrovaný).

2) Normovaný korelační koeficient

Korelační metoda může být použita pro zjištění míry podobnosti mezi dvěma obrazy. Její matematická definice je [1]:

$$CC_{(R,L')} = \frac{\sum_i (R(i) - \bar{R})(L'(i) - \bar{L}')}{\sqrt{\sum_i (R(i) - \bar{R})^2 \sum_i (L'(i) - \bar{L}')^2}} \quad (3)$$

pro všechna $i \in R \cap L'$, kde R a L' představují střední hodnoty intenzit bodů obrazů. Pokud mají intenzity obrazů lineární vztah, pak použití korelačních koeficientů se bere za nejlepší možnost. Funkce nabývá hodnot v rozmezí $<-1;1>$ [3].

3) Vzájemná informace (MI – Mutual Information)

MI odhaduje obecnou (tedy i nelineární) závislost dvou souborů dat. Tato metoda je tedy robustnější a vhodná i pro registraci dat získaných z různých zobrazovacích modalit. Je proto nezbytná pro řešení zvláště lékařských obrazů, kdy chceme porovnávat obrázek s anatomií a obrázek s funkcí dané oblasti těla.

Výpočet MI je založen na zjištění statistické závislosti mezi dvěma datovými soubory.

Metoda předpokládá, že obrazy (datové soubory) jsou náhodnými veličinami, a počítá s mezními pravděpodobnostmi výskytu jasových hodnot v jednotlivých obrazech $p_R[R(i)]$ a $p_{L'}[L'(i)]$ a se sdruženou pravděpodobností $p_{RL'}[R(i)L'(i)]$. Pomocí vzorce s těmito hustotami pravděpodobností se zjistí statistická vazba registrovaného obrazu k referenčnímu [9]:

$$MI(R, L') = \sum_{i \in R} p_{RL'}(R(i), L'(i)) \log_2 \frac{p_{RL'}(R(i), L'(i))}{p_R(R(i)) p_{L'}(L'(i))} \quad (4)$$

jehož maximem je dána optimální registrace. Odhad společné i mezních pravděpodobností se může spočítat jako odpovídající relativní četnosti – tedy jako normované histogramy intenzit obrazů H_R , $H_{L'}$ a normovaný společný histogram intenzit $H_{RL'}$. Ze sdruženého histogramu $H_{RL'}$ lze získat odhady jednotlivých pravděpodobností pomocí vzorce [9]:

$$p_{RL'}[R(i)L'(i)] = \frac{H[R(i)L'(i)]}{\sum_{R,L'} H[R(i)L'(i)]} \quad (5)$$

MI lze vypočítat i pomocí entropií, kdy MI mezi dvěma hodnotami R a L' je dána vztahem [1]:

$$MI(R, L') = H(R) + H(L') - H(R, L') \quad (6)$$

kde H reprezentuje entropii.

2.4 Optimalizační metody

Mezi optimalizační metody patří velké množství algoritmických postupů, které se snaží pro danou situaci vyhledat správné řešení co nejefektivněji. Cílem je nalezení globálního extrému (maxima nebo minima) v co nejkratší době. U některých metod však hrozí riziko vyhledání pouze lokálního extrému, a tím nesprávného výsledku. Tyto metody se nazývají deterministické. Pracují jen se spojitými funkcemi, na které využívají aplikaci prvních a druhých derivací. K překonání lokálního extrému a vyhledání globálního slouží stochastické metody, které dokáží pracovat i s funkcemi nespojitými.

Z celé řady optimalizačních metod lze jmenovat například standardní Newtonovu metodu [1].

2.5 Využití teorie registrace obrazů v medicínské diagnostice

Teorie registrace obrazů se dnes bohatě využívá u různých lékařských přístrojů jako je ultrazvuk, rentgen, výpočetní tomografie (CT), pozitronová emisní tomografie (PET), nukleární magnetická rezonance (NMR) atd.

Užití teorie registrace v medicínské diagnostice se může rozdělit do stejných čtyř skupin, jaké jsme si uvedli u obecného využití registrace.

- 1) Při sběru dat z různých úhlů pohledu se vytváří snímek sítnice, který zahrnuje velkou část sítnice, až 80%. Takového rozsahu by se normálním snímáním s mydriatickou kamerou nedosáhlo.
- 2) Při sběru dat v různých časových intervalech se snímky ze stejných lékařských zobrazovacích modalit přes sebe překryjí a sledují se difference. Tímto způsobem může být monitorována progrese chorob nebo účinnost zdravotní terapie
- 3) Lícování se nemusí omezovat pouze na snímky ze stejného lékařského přístroje, ale může lícovat i snímky z různých zobrazovacích modalit, například snímek z PET a CT. Informace z takové kombinace pořízených snímků vede k hodnotným poznatkům, neboť každý přístroj dokáže snímat něco jiného. V tomto případě získáme informaci o rozložení radionuklidu (pomocí PET) v přesně situované části těla (pomocí CT), takže propojíme funkci se strukturou. Zjistí se tedy informace o pacientovi, růstu tumoru nebo se ověří správnost prováděné léčby.
- 4) Užitím lícování snímku z určitého přístroje do modelu se můžou porovnávat patientské snímky s digitálním anatomickým atlasem. Využívá se tohoto i při klasifikaci.

Registrace nemusí být využita jen v „pasivním“ získávání a srovnávání dat, ale také může být využita v procesu, ve kterém se okamžitá hodnota využívá pro rozhodování dalšího postupu procesu. Příkladem mohou být přesné robotické lékařské vrtačky, které pracují na základě průběžně získaných snímků z CT.

2.6 Zvolené kriteriální funkce

Pro návrh a srovnání kriteriálních funkcí byla vybrána metoda SSD, korelačního koeficientu a metoda MI. Pro všechny tyto metody budeme předpokládat datové soubory, které budou představovat hodnoty intenzit obrazů. Budeme tedy srovnávat míru podobnosti mezi referenčním obrazem R a registrovaným obrazem L , na který je aplikována transformace, takže vznikne obraz L' .

Suma rozdílů čtverců (SSD)

- Získání dvou datových souborů (hodnot jasů) obrazů
- Zjištění počtu N společných bodů těchto obrazů R a L'
- Použití vzorce č. 2

Korelační koeficient

- Získání dvou datových souborů (hodnot jasů) obrazů
- Zjištění společných bodů těchto obrazů R a L'
- Vypočtení středních hodnot jasových intenzit obrazu R
- Vypočtení středních hodnot jasových intenzit obrazu L'
- Použití vzorce č. 3
- Zjištění shody pro $CC_{(R,L')}=1$

- Případné vytvoření grafu pro vizuální zhodnocení, kdy pro zjištění shody by měla být výsledkem rostoucí přímka (xlabel – hodnoty jasu R, ylabel – hodnoty jasu L')

Vzájemná informace (MI)

MI navrhne pomocí hustoty pravděpodobnosti. Pro vytvoření návrhu je potřeba se seznámit s normalizovaným vzájemným histogramem. Pokud se vytvoří vzájemný histogram dvou identických souborů dat, tak se prvky nachází jen na ose úhlu, který svírají osy. Čím více se bude histogram vzdalovat tvaru přímky, tím menší bude pravděpodobnost podobnosti dat.

- Získání dvou datových souborů (hodnoty jasu) obrazů R a L'
- Zjištění společných bodů těchto obrazů R a L'
- Vytvoření histogramu: xlabel – hodnoty jasu R, ylabel – hodnoty jasu L', zlabel – počet daných párů
- Inicializace histogramu [1]

$$H[R, L'] = 0 \quad (7)$$

- Vytvoření párů intenzit obrazu R a L' a zařazení do histogramu, přičemž se v daném místě zvýší počet hodnoty v ose zlabel o jednu hodnotu
- Vytvoření sumy histogramu [1]

$$\sum H[R, L'] \quad (8)$$

- Vypočtení odhadu sdružené pravděpodobnosti podle vzorce č. 5
- Vypočtení mezních pravděpodobností $p_R[R(i)]$, $p_{L'}[L'(i)]$ z odhadu společné pravděpodobnosti $p_{RL'}[R(i)L'(i)]$
- Výpočet MI pomocí vzorce č. 4
- Zjištění maxima k určení shody

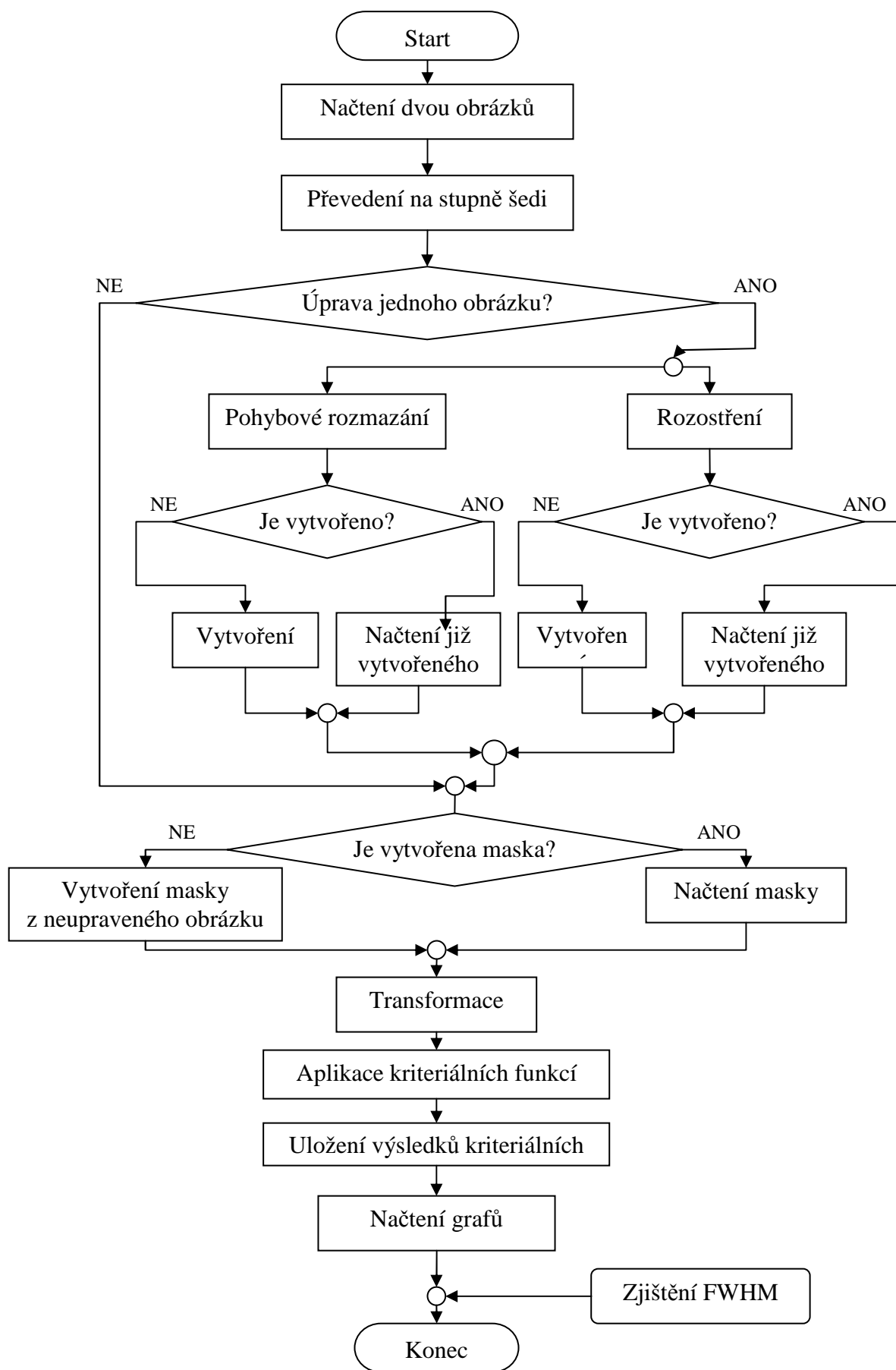
3 Realizace

Po teoretické části se nyní budeme zabývat realizací algoritmu v programovém prostředí Matlab. V tomto prostředí budeme vytvářet navržené funkce z minulé kapitoly a zjišťovat jejich vhodnost použití pro registraci fundus snímků. Při vytváření algoritmu se využívalo balíčků funkcí, které nabízí Matlab. Jedním takovým pro nás důležitým balíčkem je Image Processing Toolbox, ze kterého jsme použili připravené části například pro korelační koeficient `corr2` nebo pro rozmazání obrazu `fspecial`.

3.1 Popis programu

Celý program se skládá z hlavního skriptu, několika do něj vložených funkcí a pomocného skriptu. Tyto funkce a skripty lze snadno využít i v jiných programech Matlabu.

Vývojový diagram hlavního skriptu je znázorněn na obrázku, viz Obrázek 14.



Obrázek 14 Hlavní skript

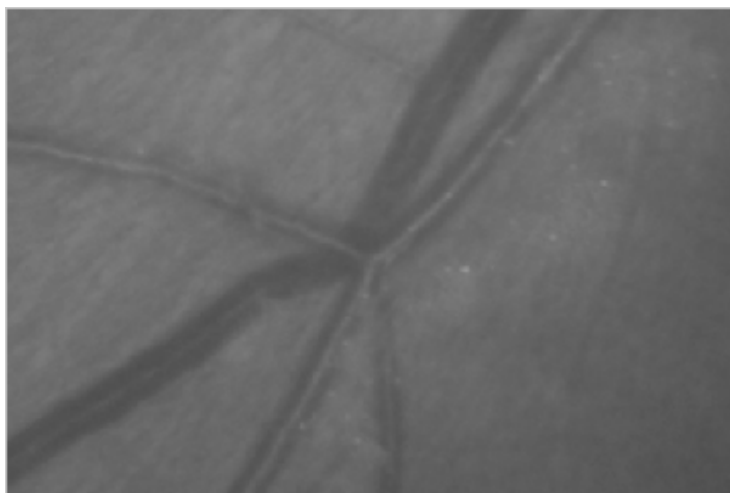
3.2 Hlavní skript (*nacti_oko.m*)

Na začátku skriptu jsme použili výrazy `close all`, `clear all` a `clc`, čímž jsme se vyhnuli případnému načítání hodnot z již nahraných proměnných ve Workspace, či kolizi s jinými funkcemi. Příkaz `close all` vše zavřel, takže nic nemohlo probíhat, `clear all` vyčistil Workspace a `clc` nám vytvořilo prázdnou obrazovku Command Windows. Po počátečních přípravách se příkazem `imread` načetly dva stejné snímky oka. Může se vybírat buď ze snímku pravého, nebo levého oka, které byly vytvořeny fundus kamerou na Ústavu biomedicínského inženýrství v Brně. Oba načtené snímky se pomocí `rgb2gray` převedly na šedotónové obrazy, takže byl potlačen rozměr barvy. Ten by kvůli více hodnotám zbytečně zpomaloval průběh programu.

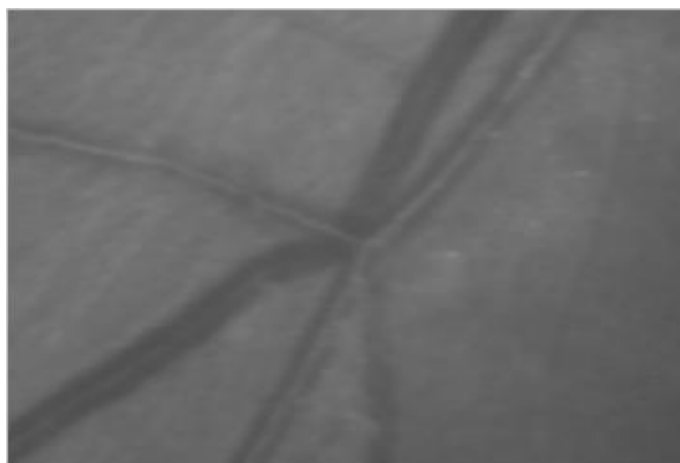
Úpravy referenčního snímku

Pokud zkoumáme kriteriální funkce dvou identických obrazů, vždy získáme alespoň v jednom místě posunu naprostou shodu obrazů. Můžeme však provést různé úpravy referenčního obrazu a porovnávat, jak se změní kriteriální funkce. Jelikož pracujeme se snímky pořízenými fundus kamerou, tak jsme při výběru úprav vycházeli z příčin neostrosti snímků fotoaparátů. Mezi ně patří pohybové rozmazání, rozmazání z důvodu nezaostření a šum, který v běžných fotoaparátech může vznikat z důvodu dlouhé expozice, vysoké hodnoty ISO, nedostatkem světla či tepelným zahříváním snímacího čipu. V této práci se zajímáme o pohybové rozmazání a rozmazání z důvodu nezaostření. Příčiny neostrého snímku jsou u fundus kamer dosti eliminovány, neboť se u těchto zařízení používají k vytvoření snímku velmi kvalitní přístroje.

Rozmazaný snímek může nastat při dlouhé expozici nebo pohybu předmětu snímání. Při použití fundus kamery, která k vytvoření snímku používá blesk, však není možné tak dlouhé expozice, aby během ní nastal znatelný pohyb pacienta. Mohlo by se pouze stát, že by pacient v daném okamžiku přivřel oko, avšak takový snímek by byl nepoužitelný. Přesto jsme však pohybové rozmazání pro srovnání použili. Z Image Processing Toolboxu jsme převzali příkaz `fspecial('motion', len, theta)`, kterým se vytváří pohybové rozmazání obrazu. „Len“ značí počet pixelů a „theta“ úhel rozmazání. Pro vytvoření našeho obrazu jsme uvažovali hodnoty 9 pixelů při nulovém úhlu, což znamená, že rozmazání vzniklo horizontálním pohybem, viz Obrázek 16. Na Obrázku 15 je tentýž detail sítnice ale bez rozmazání.

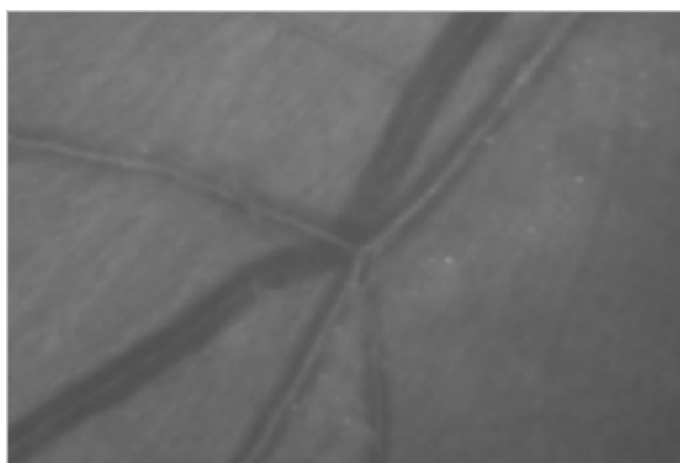


Obrázek 15 Detail cév původního snímku sítnice pravého oka



Obrázek 16 Detail cév sítnice na snímku rozmazaného pohybem

Při vytváření nezaostřeného snímku jsme znovu využili nabídky Image Processing Toolboxu, odkud jsme převzali příkaz `fspecial('average',hsize)`. 'average' zde znamená typ filtru, kterým budeme vytvářet rozostření a „hsize“ určuje velikost matice. Velikost matice jsme volili o třech řádcích a třech sloupcích. Tato malá matice nám v obraze o velikosti 2592x3888 vytvoří malé rozmazání z důvodu nezaostření, viz Obrázek 17. Při desetinásobném zvětšení matice byl snímek rozmazán znatelněji, viz Obrázek 18. Ke zkoumání jsme si však vybrali pouze nepatrné rozmazání snímku.



Obrázek 17 Detail cév sítnice na snímku rozostřeného pomocí matice o velikosti 3x3



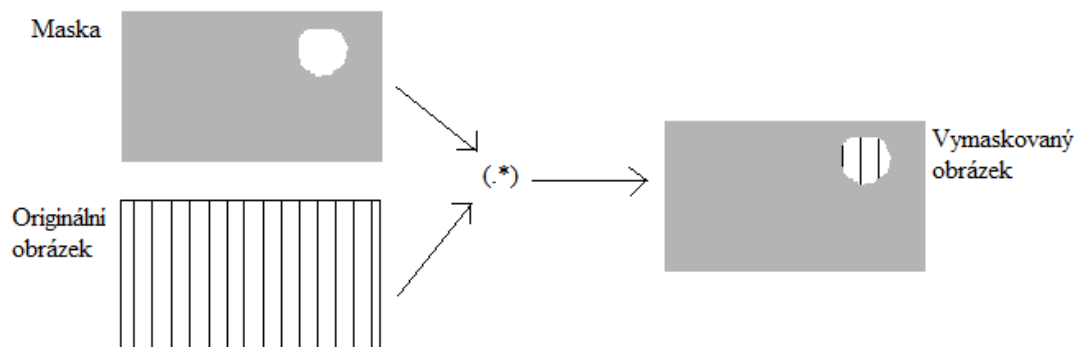
Obrázek 18 Detail cév sítnice na více rozostřeném snímku pomocí matice o velikosti 30x30

Na takto upravené obrazy jsme se mohli pomocí příkazu `figure` podívat a zjistit případné rozdíly. Nakonec se upravený obraz uložil, aby se při dalším vytváření s pozměněnými parametry (posun horizontální, vertikální, maska nervu, maska skvrn, atd.) jen mohl načíst přes příkaz `load`. Tím jsme se vyhnuli vytváření snímků s různým aditivním rušivým signálem.

Maska

Ať už budeme upravovat jeden z původních načtených obrazů nebo ne, z druhého načteného originálu si vytvoříme masku. Přes příkaz `roipoly(obrázek)` se nám načte příslušný obraz, a my křížkem ovládaným myší vyznačíme prostor. Tím jsme vytvořili masku stejné velikosti jako zadaný obraz. Ve vyznačené oblasti bude maska nabývat jedniček a hodnoty v neoznačené oblasti budou rovny nulám. Tento postup jsme udělali celkem šestkrát – pro vyznačení oblasti nervu, žluté skvrny a vybraných cév u pravého, a pak u levého oka. Tyto tři oblasti jsme si vybrali jednak jako zástupce důležitých částí sítnice, a jednak proto, že mají rozdílný charakter jasových hodnot. Narozdíl od disku očního nervu a cév je oblast skvrny tvořena velmi podobnými intenzitami. Disk očního nervu obsahuje nápadnou kruhovou oblast přibližně stejné intenzity jasu.

Masky jsme si uložili a při změnách parametrů už jsme je pouze načítali z příslušného adresáře. Po matematické operaci násobení originálního obrazu vybranou maskou jsme získali „vymaskovaný“ obraz, který nabývá v místě jedniček hodnot obrazu a v místě nul zůstávají nuly. Postup vytváření „vymaskovaného“ obrazu je na Obrázku 19.



Obrázek 19 Vytvoření „vymaskovaného“ obrazu

Na původní obraz s případnými úpravami a „vymačkovaný“ obraz nyní můžeme aplikovat metody pro určení míry podobnosti. Přitom budeme uvažovat, že se tyto dva obrazy po sobě budou posunovat v ose x, nebo y o ± 30 pixelů. Jednotlivým funkcím v cyklu se budeme věnovat v dalších podkapitolách.

Jelikož u metody SSD musíme hledat minimum funkce, kdežto u metody korelační koeficient a metody MI maximum funkce, tak jsme vytvořili graf funkce -SSD, což nám umožnilo snadnější vizuální porovnávání vzniklých kritériálních funkcí. Pro případné další použití jsme si všechny hodnoty kritériálních funkcí uložili.

Při tvorbě grafů jsme uvažovali vykreslení buď 2D grafu pro případ, že by byla hodnota x nebo hodnota y nulová, anebo případ, kdy by nastal posun jak vertikální, tak horizontální. To by znamenalo vytvoření 3D grafu.

3.3 Funkce Transformace (*transformace.m*)

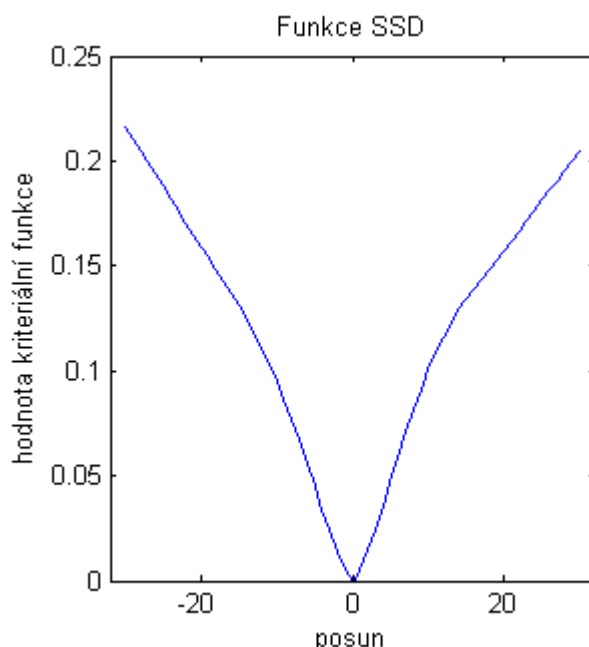
Funkce transformace se využívá v cyklu hlavního skriptu a vstupují do ní veličiny, jako je obraz daný k transformaci, hodnota horizontálního posunu, vertikálního posunu a rotace. Při aplikaci posunů a rotace na vstupní obraz získáváme obraz posunutý. Posuny obrazů se také nacházejí v Toolboxu Matlabu. My jsme si vytvořili vlastní algoritmus, u kterého neuvažujeme interpolace, neboť bereme pouze posuny o celé pixely.

Funkce se skládá ze dvou cyklů, kde podmínkou je hodnota posunu x a posunu y. Pokud je x záporné číslo, vymaže se tolik prvních sloupců, kolik určuje absolutní hodnota z čísla x. Poté se zjistí rozměr zmenšeného obrazu. Posunutý obraz je sloučením matic zmenšeného obrazu s maticí nul o stejném počtu řad, jako má zmenšený obraz, a o stejném počtu sloupců, jako jich bylo odstraněno. Nově vzniklý obraz tedy má rozměry stejné jako obraz vstupní, avšak hodnoty pixelů jsou posunuty doleva. Pokud bude posun nulový, tak se pouze přepíše název obrazu. Pokud bude hodnota x kladným číslem, tak se to bude řešit podobně. Musí se však vymazat poslední sloupce a nulová matice se musí přidat před zmenšenou maticí. Podobný postup bude uplatněn i u vertikálního posunu.

Tato funkce uvažuje i rotaci. K vytvoření rotace se využilo příkazu „`imrotate(posunutý_cely_obrazek, uhel, 'nearest', 'crop')`“ z Image Processing Toolboxu, kde se určuje, co chceme posunout, o jaký úhel, jakou metodou se má interpolovat ('nearest' – metoda nejbližších sousedů) a jestli takto vzniklý obraz má mít stejné rozměry jako původní ('crop'), či má být větší.

3.4 Funkce SSD (*ssd.m*)

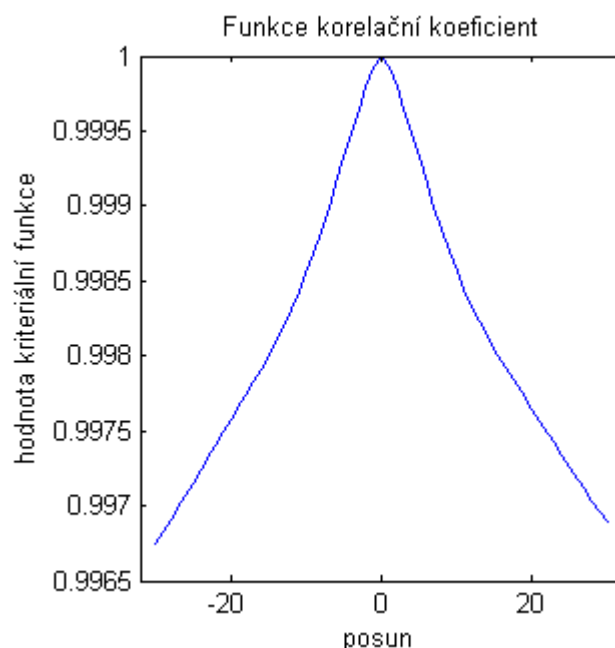
Kriteriální funkce SSD vychází z odečítání jasů obrazů. Pokud jsou porovnávána místa obrazů totožná, výsledkem kriteriální funkce je nula. Vyšší výsledná hodnota nastane pro více odlišné obrazy. Vstupními veličinami jsou dva obrazy a výstupem je hodnota kriteriální funkce použité metody. Při určování hodnot kriteriálních funkcí s posunem obrázků můžeme získat průběh kriteriální funkce, viz Obrázek 20.



Obrázek 20 Graf kriteriální funkce SSD dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů

3.5 Funkce Korelační koeficient (*korelace.m*)

Při vytváření této funkce jsme použili Toolbox Matlabu, kde se nachází algoritmus pro vytvoření 2D korelačního koeficientu. Jako vstupy pouze stačilo zadat dva stejně velké obrazy určené pro korelaci. Průběh funkce korelační koeficient lze vidět na Obrázku 21.

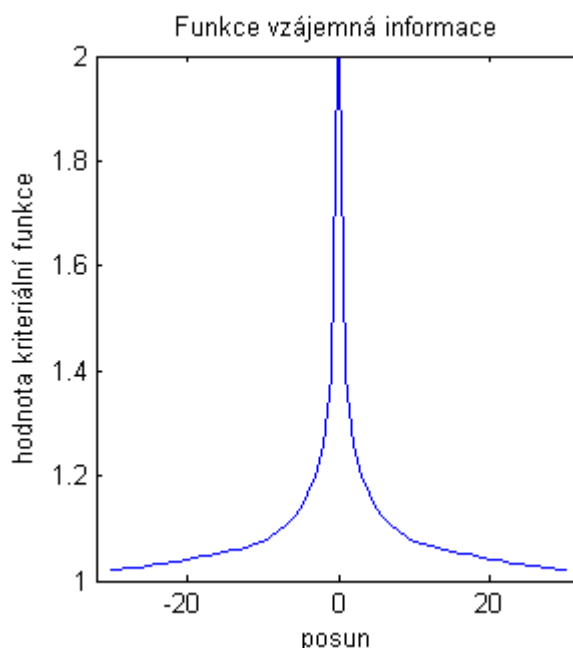


Obrázek 21 Graf kriteriální funkce Korelační koeficient dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů

3.6 Funkce MI (MI2.m)

Algoritmus pro vytvoření MI nám byl dodán. Pro jeho vytvoření je třeba vložení další funkce, která vytváří vzájemné histogramy. Vstupními proměnnými této vložené funkce **joint_h.m** jsou dva obrazy stejné velikosti. Vzájemný histogram lze získat tak, že si vytvoříme matici inicializovanou nulami o velikosti všech možných jasových hodnot obrazů, tzn. 256×256 , a bereme jednotlivé páry obrazů o stejných souřadnicích. Vsazením na příslušná místa se nulová matice plní a my tak získáváme vzájemný histogram, který je výstupní proměnnou funkce **point_h**. Tato matice zároveň umožní pokračovat ve funkci **MI2.m**.

Ve funkci si MI vzájemný histogram znormalizujeme a vytvoříme si sumy sloupců a řádků. Ty použijeme ve dvou cyklech, jejichž výsledkem jsou částečné entropie. Vzájemnou entropii si vypočítáme z normalizovaného vzájemného histogramu. Ze všech entropií si jednoduchým vzorcem vypočteme normalizovanou MI, která je výstupní proměnnou funkce **MI2.m**. Průběh kriteriální funkce je na Obrázku 22



Obrázek 22 Graf kritériální funkce MI dvou identických snímků sítnice levého oka pro horizontální posun masky s cévami o ± 30 pixelů

3.7 Skript Hodnoty (*hodnoty.m*)

K porovnávání kritériálních funkcí jsme si zjistili hodnotu FWHM, což znamená šířka průběhu maxima funkce v polovině jeho výšky. Je to obecně užívaná hodnota, kterou však v porovnávání kritériálních funkcí musíme brát jen orientačně, neboť hodnoty kritériálních funkcí nejsou vzájemně normalizovány.

Z důvodu dalšího zkoumání vygenerovaných a uložených kritériálních funkcí jsme výpočet FWHM vložili do samostatného skriptu *hodnoty.m*. Velikost FWHM budeme určovat z grafu, a tak si nejprve nadefinujeme osy tohoto grafu. Na ose x se budou nalézat celočíselné hodnoty pro zadaný posun a osa y bude nést hodnoty kritériálních funkcí pro daný posun. Polovinu výšky funkce, ve které se bude zjišťovat FWHM, jsme určovali automaticky. Vycházeli jsme z rozdílu maximální a minimální hodnoty funkce, a tento rozdíl jsme podělili dvěma. Některé funkce však v této výšce neměly definované oba konce, a tak jsme přistoupili i k ručnímu definování „střední výšky“ funkce. Pro výpočet maximální šířky funkce v polovině její výšky jsme do skriptu vložili funkci FWHM. Tento skript dále obsahuje i algoritmus pro zjištění maxim a minim jednotlivých kritériálních funkcí, neboť vypovídací hodnota FWHM nemusí být zcela jednoznačná. Do skriptu byl napsán i algoritmus, který vloží všechny tři vytvořené 2D grafy do jednoho obrázku.

3.8 Funkce FWHM (*fwhm.m*)

Poslední funkce nám vypočítává FWHM [5]. Ve vyhledaném algoritmu se první část zabývá polaritou křivky. Výsledkem tedy je zjištění, zda střed funkce obsahuje lokální minimum nebo maximum. U velmi podobných signálů je polarita u metody SSD záporná a u metody korelační koeficient a MI je polarita velmi podobných signálů kladná. Druhá část se zabývá přímo funkcí, která zjišťuje velikost FWHM. Jelikož algoritmus při vytváření střední výšky křivky počítá s maximální a minimální hodnotou této křivky, tak se může stát, že ji nenajde. Nastane to v případě, kdy jeden konec křivky je kratší než nalezená střední výška. V takovém případě program zahlásí nenalezení druhého konce nebo v Command Windows Matlabu naskočí upozornění.

3.9 Výsledky

Diskuzi nad výsledky provedeme pomocí vytvořených grafů a získaných hodnot.

Tabulka 1 obsahuje naměřené hodnoty FWHM daných kritériálních funkcí a výšku, ve které se tyto hodnoty měřily. Pro SSD jsou hodnoty FWHM většinou nejvyšší, pro korelační koeficient o něco málo nižší a pro MI velmi malé v porovnání k prvním dvěma funkcím. Z toho plyne, že pomocí MI se najde ve snímku oblast, která jednoznačně najde místo nejlepšího slícování snímků. Většina zbylé části se bude od vyhledávané dosti lišit. Pokud se však provede rozmazání snímku, hodnota FWHM grafu MI vzroste. Přitom se dosti zmenší průběh maxima její funkce a hodnota tohoto maxima poklesne zhruba o jednu čtvrtinu. U SSD a Korelačního koeficientu maximální hodnota funkce není na daných úpravách snímku tak moc závislé, což můžeme vidět na vytvořených grafech vložených do přílohy B.

Tabulka 1 Naměřené hodnoty FWHM kritériálních funkcí a výšky, ve které FWHM bylo změřeno (* u hodnot v tabulce znamená, že se zde musela manuálně zvolit „poloviční“ výška funkce)

Snímek				Metoda					
				SSD		Korelační koeficient		MI	
			Posun	FWHM	Y	FWHM	Y	FWHM	Y
Snímek bez úprav	Nerv	Pravé	x	33,67	0,395	26,65	0,9969	1,62	1,495
			y	22,78	0,279	26,02	0,9976	1,59	1,502
		Levé	x	29,08	0,292	30,48	0,9965	1,72	1,509
			y	30,81	0,282	26,37	0,9976	1,65	1,515
	Skvrna	Pravé	x	36,90	0,014	22,45	0,9994	1,48	1,554
			y	20,83	0,011	26,98	0,9994	1,46	1,557
		Levé	x	*36,41	*0,011	23,28	0,9994	1,53	1,565
			y	35,93	0,015	32,21	0,9992	1,51	1,556
	Cévy	Pravé	x	20,08	0,179	22,97	0,9981	1,52	1,493
			y	39,14	0,247	25,69	0,9978	1,52	1,493
		Levé	x	22,50	0,108	23,07	0,9984	1,61	1,510
			y	*41,42	*0,197	26,11	0,9972	1,53	1,504
Pohybové rozmazání snímku	Nerv	Pravé	x	35,76	0,415	28,13	0,997	6,40	1,201
			y	23,68	0,294	27,07	0,9977	5,39	1,208
		Levé	x	29,31	0,306	31,29	0,9965	6,60	1,253
			y	30,76	0,297	26,83	0,9976	5,07	1,259
	Skvrna	Pravé	x	45,12	0,019	33,04	0,9994	10,82	1,256
			y	30,44	0,015	35,13	0,9994	8,35	1,258
		Levé	x	*35,42	*0,013	30,94	0,9994	11,33	1,287
			y	41,02	0,020	37,45	0,9992	8,56	1,277
	Cévy	Pravé	x	22,89	0,191	25,88	0,9981	7,14	1,163
			y	42,06	0,259	28,18	0,9978	5,97	1,162
		Levé	x	24,49	0,119	25,79	0,9984	7,62	1,211
			y	*40,23	*0,202	27,63	0,9973	5,12	1,205
Nezaostření snímku	Nerv	Pravé	x	34,28	0,394	27,02	0,9969	3,38	1,298
			y	23,38	0,278	26,43	0,9977	3,31	1,305
		Levé	x	29,35	0,291	30,68	0,9965	3,79	1,329
			y	31,27	0,282	26,70	0,9976	3,48	1,334
	Skvrna	Pravé	x	41,85	0,014	27,66	0,9994	3,84	1,329
			y	26,82	0,011	31,28	0,9994	3,90	1,331
		Levé	x	36,87	0,010	27,13	0,9994	4,41	1,351
			y	38,99	0,015	35,40	0,9992	4,12	1,340
	Cévy	Pravé	x	21,08	0,177	23,78	0,9981	3,33	1,264
			y	40,10	0,245	26,40	0,9978	3,40	1,264
		Levé	x	23,36	0,107	24,00	0,9984	3,85	1,293
			y	*40,52	*0,193	26,70	0,9973	3,36	1,286
Průměr				31,12	0,180	27,86	0,9975	4,20	1,353

Tabulka 2 Hodnoty bezrozměrného čísla vzniklého podělením poloviny výšky funkce a její hodnoty FWHM (* u hodnot v tabulce znamená, že se zde musela manuálně zvolit „poloviční“ výška funkce)

Snímek				Metoda		
				SSD (1000)	Korelační koeficient (100000)	MI (100)
Snímek bez úprav	Nerv	Pravé	x	11,72	11,63	31,18
			y	12,24	9,22	31,36
		Levé	x	10,04	11,48	28,50
			y	9,16	9,10	29,42
	Skvrna	Pravé	x	0,38	2,67	30,07
			y	0,53	2,22	30,28
		Levé	x	*0,30	2,58	28,35
			y	0,41	2,48	29,43
	Cévy	Pravé	x	8,90	8,27	33,31
			y	6,30	8,56	33,35
		Levé	x	4,80	6,94	30,45
			y	*4,75	10,73	32,38
Pohybové rozmazání snímku	Nerv	Pravé	x	11,22	10,67	3,25
			y	11,85	8,50	3,72
		Levé	x	10,13	11,19	3,52
			y	9,37	8,95	4,46
	Skvrna	Pravé	x	0,31	1,51	1,25
			y	0,35	1,42	1,59
		Levé	x	*0,25	1,62	1,27
			y	0,38	1,87	1,81
	Cévy	Pravé	x	7,64	6,96	2,40
			y	5,78	7,45	2,89
		Levé	x	4,43	5,82	2,45
			y	*4,77	9,41	3,77
Nezaostření snímku	Nerv	Pravé	x	11,44	11,47	9,05
			y	11,81	8,70	9,03
		Levé	x	9,88	11,41	8,15
			y	8,97	8,99	8,71
	Skvrna	Pravé	x	0,31	2,17	5,57
			y	0,37	1,92	5,43
		Levé	x	0,25	2,21	4,81
			y	0,35	2,26	5,39
	Cévy	Pravé	x	8,30	7,99	8,27
			y	6,06	8,33	8,12
		Levé	x	4,48	6,67	7,02
			y	*4,71	10,11	8,25
Průměr				6,07	6,76	13,56

Tvrzení, že funkce MI má nejmenší hodnotu, a tudíž nejlépe vyhledává zadanou oblast, bychom nemohli tvrdit, aniž bychom zároveň nesledovali průběh grafů. Malá hodnota FWHM u jedné funkce s malým průběhem maxima by totiž mohla mít stejnou vypovídací hodnotu jako velká hodnota FWHM druhé funkce s velkým průběhem maxima. Proto jsme vytvořili bezrozměrné číslo, které vzniklo podělením výšky funkce

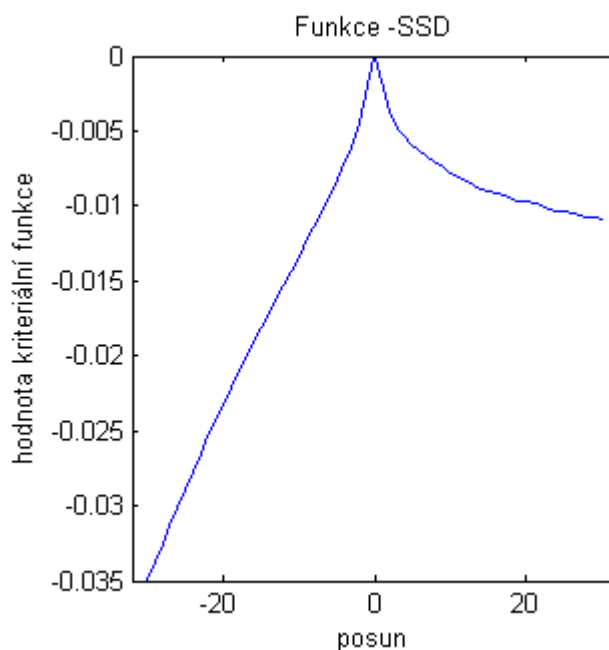
její hodnotou FWHM. Výsledky dělení vynásobené hodnotou v závorce pro jednotlivé funkce jsou zapsané v tabulce, viz Tabulka 2. Násobením jsme tedy čísla upravili na tvar, ve kterém se nám budou lépe porovnávat.

Řád čísla, kterým jsme jednotlivé sloupce násobili, vypovídá o naprosto se lišících funkcích. Kriteriační funkce násobená stem měla tedy nejvyšší čísla plynoucí z vypočítaného poměru, a tedy může nejlépe najít místo s maximální podobností dvou obrazů. SSD je násobená tisícem, a tedy přesná poloha hledaného místa se určuje hůře. Bezrozměrné číslo funkce získané metodou korelačního koeficientu musela být násobena statisíci, aby se získaly hodnoty v tabulce, viz Tabulka 2. To vypovídá u této metody o velmi malých rozdílech hodnot pro vyhledání oblasti s maximální podobností.

Tímto bezrozměrným číslem lze porovnávat funkci v závislosti na vyhledávané oblasti či posunu. Stále platí, že čím je číslo větší, tím je hledaná oblast jednoznačnější. Nejjednoznačněji lze nalézt u SSD a Korelačního koeficientu nerv, neboť obsahuje široké spektrum hodnot intenzit jasu se specifickým prostorovým uspořádáním. Nalezení přesné oblasti ve žluté skvrně je nejhorší, neboť i okolí hledané oblasti má velmi podobné hodnoty a uspořádání intenzit jasu. Velikost bezrozměrného čísla u cév závisela na zvolené oblasti a u zkoumaných funkcí jeho hodnota byla většinou mezi hodnotou bezrozměrného čísla zrakového nervu a žluté skvrny.

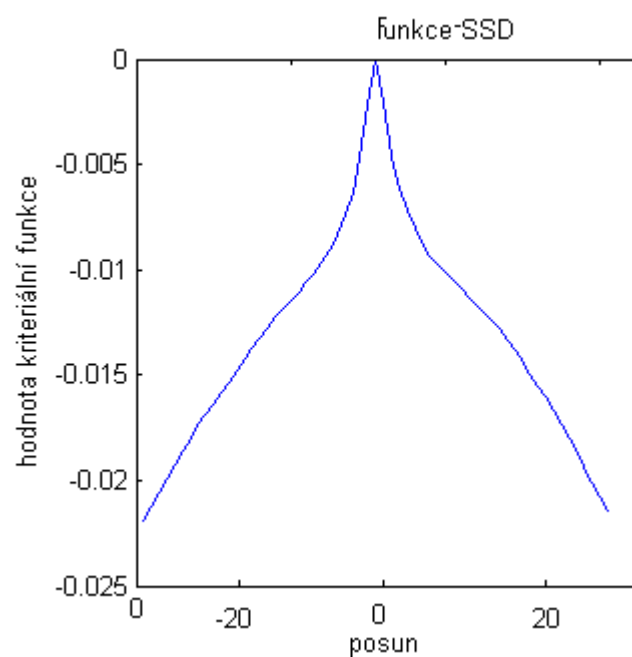
U SSD a korelačního koeficientu se úprava jednoho snímku příliš neprojevila. U MI však byla závislost na úpravě snímku velká. Přesto však byla zachována schopnost přesného nalezení oblasti.

Symbol * u některých čísel tabulek znamená, že jeden konec grafu dané funkce byl příliš krátký, na to, aby se změřila FWHM, viz Obrázek 23. Tato hodnota se tedy určila v maximální dané šířce grafu. Toto číslo však ztrácí vypovídací hodnotu o FWHM, a tak není zahrnuto do průměrné hodnoty dané funkce.



Obrázek 23 Graf kriteriační funkce -SSD při zkoumání žluté skvrny levého oka horizontálním posunem masky o ± 30 pixelů s použitím dvou identických snímků

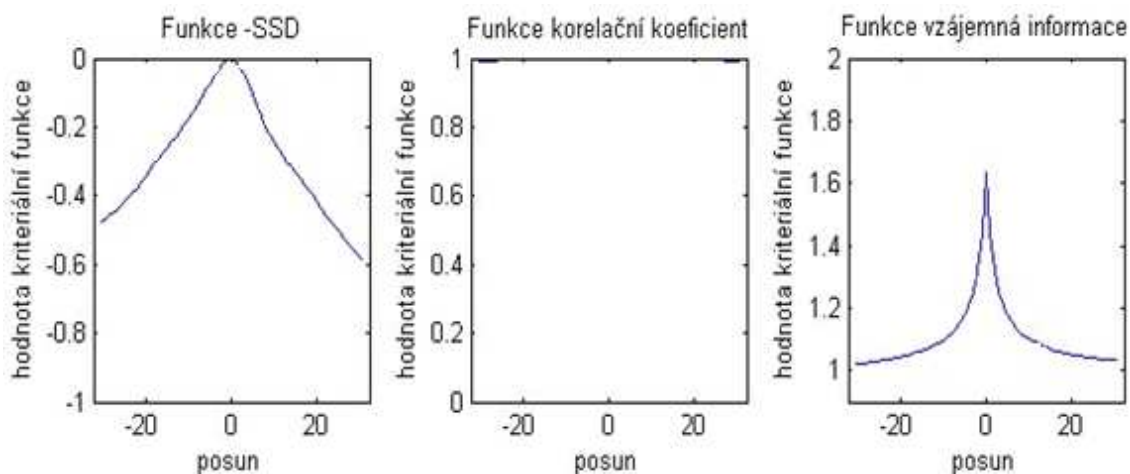
I další informace můžeme zjistit při zkoumání grafů. Na Obrázku 24 lze vidět postupný zlom funkce, který může dosti zkreslit FWHM. Je to například dáno menšími odlišnostmi ve vzdálenější oblasti než v oblasti blízké.



Obrázek 24 Graf kritériální funkce -SSD při použití masky žluté skvrny pravé sítnice; posun masky, která se aplikuje na nezkreslený snímek, je ± 30 pixelů ve vertikálním směru

4 Diskuze dosažených výsledků

Nejlepší kritériální funkcí námi daného postupu (zkoumá se míra podobnosti identických a téměř identických obrazů v každém bodě posunu masky o ± 30 pixelů) je MI, neboť jednoznačně vyhledává maximální shodu dvou snímků, viz Obrázek 25.



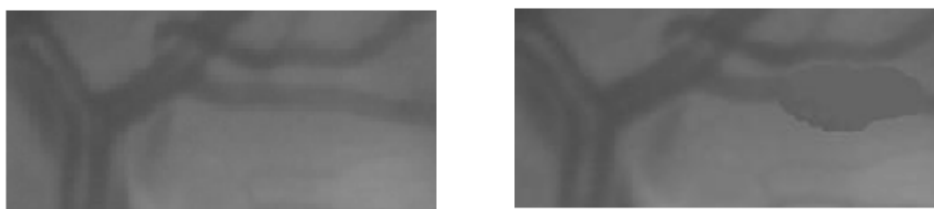
Obrázek 25 Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostrého snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zrakového nervu, daný rozsah osy y

Musíme však hledat podobnost obrazů v oblasti, ve které se nejvyšší podobnost opravdu nachází. Jinak bychom se totiž mohli dostat do oblasti, ve které hodnota kritériální funkce MI se zdá neměnná či nepatrně kolísá. Při tomto kolísání může nabývat jak lokálních maxim, tak lokálních minim. Druhou nejlepší metodou je funkce SSD, neboť má výraznější pokles než funkce korelačního koeficientu, a tím pádem i menší FWHM.

„Úpravou snímku“ rozmazáním pohybovým či nezaostřením se u funkce MI dosáhne méně strmého průběhu a zároveň nižší hodnoty maxima funkce. Jelikož můžeme počítat s tím, že v praxi téměř nikdy nebudeme mít totožné snímky, u kterých bychom vyhledávali místo překrytí, tak nikdy nezískáme u průběhu funkce MI vysokého, úzkého průběhu maxima se strmými stranami. Rozšířením průběhu maxima sice minimálně snížíme jednoznačnost v nalezení správné oblasti, avšak můžeme zároveň lépe pozorovat vývoj grafu MI funkce v širším okolí, a taky se může lépe uplatnit jiný postup registrace.

Funkce MI bude mít také nejlepší výsledky při hodnocení dvou snímků se stejnou kresbou sítnicových útvarů, avšak jejich různou hodnotou jasu. Pokud jsme totiž barvy na jednom snímku invertovali, tak průběh maxima funkce MI se pouze rozšířil a zmenšil, kdežto u funkce korelačního koeficientu a SSD vznikl průběh minima. Tak velká závislost nalezení podobnosti na odstínech snímku by se u dobrého vyhledávače oblasti projevovala neměla.

Jelikož porovnávání snímků sítnice se v praxi může využít u diagnózy změn na sítnici, tak jsme provedli jeden průběh programu s dokresleným rozšířením cév na originálním snímku, viz Obrázek 26.



Obrázek 26 Vlevo detail zřetězení nervu originálního snímku levého oka, vpravo dokreslení rozšířených cév

Nejvíce se tato změna projevila u grafu průběhu kritériální funkce MI, kde způsobila výrazný pokles maximální hodnoty průběhu maxima a jeho rozšíření. V podstatě byly změny podobné, jako kdyby byl snímek rozmazaný či neostrý. Určitě se však nemůžeme spoléhat na výsledky jednoho průběhu, a tak tvrzení, že podstatná změna v malé oblasti snímku je z pohledu průběhů kritériálních funkcí velmi podobná, jako kdyby byl snímek rozostřen či rozmazán, by potřebovalo důkladnější zkoumání podložené výsledky.

Mělo by se připomenout, že maska byla volena ručně, a tak její velikost a tvar nebyly pro pravé a levé oko identické. Více zahrnutých pixelů snímku mohlo ovlivnit velikosti vypočítaných kritériálních funkcí, a tedy i průběhy grafů.

FWHM kritériálních funkcí je závislé také na velikosti transformace, neboť čím bude posun větší, tím lépe se bude FWHM hodnotit. Při námi zadaném posunu ± 30 pixelů se velmi dobře hodnotila pouze funkce MI, která se skládala ze tří částí. Jednou částí byl výrazný průběh maxima a druhé dvě části byly větve průběhu maxima s přibližně konstantní hodnotou funkce. SSD funkce měla většinou jen průběh maxima, a hodnota funkce korelačního koeficientu byla téměř konstantní. To se projevilo na Obrázku 25 tím, že na prostředním grafu bychom mohli funkci téměř přehlédnout, neboť je při daných posunech rovna téměř hodnotě jedna.

Závěr

V této bakalářské práci jsme se seznámili s velmi zjednodušenou anatomií a fyziologií oka a s nejčastějšími chorobami sítnice. Mezi ně patří glaukom, diabetická retinopatie a VPMD. Glaukom je většinou způsobený zvýšeným nitroočním tlakem a následným odumřením vláken zřetivého nervu. Na snímcích se to projevuje exkavací zřetivého nervu a tmavšími plochami sítnice v místech průběhu jednotlivých nervových vláken. Cévní změny při onemocnění diabetes mellitus se typicky projevují i na cévách sítnice, a tak vznikl pojem Diabetická retinopatie. Některé z projevů této retinopatie mohou být uzávěr cév, edémy a neovaskularizace. VPMD vzniká u lidí v pokročilejším věku a projevuje se většinou skotomy (výpadky zorného pole). Na rozdíl od předchozích dvou onemocnění se patologie u VPMD nachází pouze v makulární oblasti.

Na popisy onemocnění navazují jejich přístrojová vyšetření. Popsali jsme průběhy a zhodnocení výsledků vyšetření na některých lékařských přístrojích, jakým je například fundus kamera, perimetr, HRT nebo OCT.

Dále jsme se zabývali snímky z fundus kamery, které byly vytvořeny MUDr. Kuběnou. Jelikož byla možnost získání praktických zkušeností s fundus kamerou umístěnou na Ústavu biomedicínského inženýrství, tak se této příležitosti využilo, a některé snímky v této práci jsou vytvořené autorem. Tyto vytvořené snímky se později použily pro hodnocení zvolených kritériálních funkcí v programovém prostředí Matlab.

Při seznamování s teorií lícování obrazů jsme se zaměřili hlavně na kritériální funkce. Jsou to předpisy, které vyjadřují podobnost mezi dvěma obrazy. Metod pro zjištění podobnosti obrazů je mnoho. Hlavní pozornost jsme věnovali metodě SSD, Korelačnímu Koeficientu a MI. SSD se zdá nejjednodušší, protože jejím výsledkem je suma rozdílů jasů u dvou překrývajících se pixelů. Pro identické 2D signály je její hodnota nulová a se zvyšující se odlišností hodnota SSD roste. U Korelačního Koeficientu je maximální shodnost vyjádřena hodnotou jedna a hodnota snižující se podobnosti postupně klesá. Nejsložitější metodou je MI, ve které je u identických 2D signálů maximum podobnosti v hodnotě dva a menší podobnosti se rychle snižují. Tato metoda je založena na vytvoření vzájemného histogramu jasových hodnot a z něj odvozených částečných a vzájemných entropií, které nakonec slouží k zjištění míry podobnosti.

V rámci řešení semestrálního projektu jsme pro zvolené kritériální funkce se pokusili navrhnout jejich implementování v programovém prostředí Matlab.

Samotná část bakalářské práce spočívala v realizaci navržených kritériálních funkcí v prostředí Matlab a provedení diskuze nad výsledky.

Vytvořený program se skládá ze dvou skriptů a několika vložených funkcí. Hlavní skript (nacti_oko.m) obsahuje načtení dvou snímků sítnice vytvořených fundus kamerou, a prvotními úpravami těchto snímků. Nedokonalost některých snímků vytvořených kamerou, jako je například pohybové rozmazání nebo nezaostření, jsme vytvořili s využitím nástrojů dostupných z Image Processing Toolboxu Matlabu. Ať jsme použili původní snímek či jeho úpravu, tak se vždy z druhého načteného snímku vytvořil pomocí masky tzv. „vymaskovaný“ snímek, který měl rozměry stejné jako původní snímek. Neměřila se pouze jedna hodnota kritériální funkce obrazů, ale průběh kritériální funkce při různých posunech, takže se musel vytvořit algoritmus i pro transformaci. Jako druh transformace se uvažoval posun a případně i rotace. My jsme tedy uvažovali vždy posun buď horizontálně po ose x nebo vertikálně po ose y o ± 30 pixelů. Průběhy funkcí jsme si ukládali, abychom se k nim později mohli vrátit a případně je znovu načíst. Program také obsahuje postup pro vypočítávání dosažených

maxim, minim a hodnoty FWHM. Tato hodnota nám určuje maximální šířku průběhu extrému funkce v polovině jeho výšky, což je parametr, kterým jsme se rozhodli porovnávat výsledky kriteriálních funkcí. Druhým takovým parametrem pro porovnání funkcí bylo z FWHM odvozené bezrozměrné číslo, které vzniklo podělením poloviny výšky průběhu maxima funkce hodnotou FWHM. Jeho hodnoty jsou obsaženy v tabulce 2, ze které lze zjistit, že funkce MI dosahuje nejlepších výsledů při jednoznačném vyhledávání místa maximální podobnosti snímků námi daného postupu (porovnávání podobnosti v každém místě posunu). Tato metoda se jeví jako nejlepší i z toho důvodu, že nebere v potaz přesnou hodnotu jasu ale množství dané hodnoty jasu ve snímku, a tedy může zjistit velkou podobnost mezi snímky, které mohly vzniknout při jiném osvětlení či u snímků s pozměněnými barvami. Toto jsme si dokázali pomocí snímku s invertovanými barvami. Je to také důvodem, proč se metoda využívá pro registraci obrazů z různých lékařských modalit [15]. MI při porovnávání identických obrazů má velmi vysoký průběh maxima v místě maximální podobnosti a minimálně kolísavý horizontální průběh v ostatních částech námi zkoumané oblasti. Úpravami obrazu se sice průběh maxima zmenší a roztáhne, což způsobí lepší viditelnost průběhu funkce ve vzdálenějším okolí, aniž by se většinou výrazně snížila jednoznačnost nalezení maximální podobnosti. Funkce SSD má v oblastech s výraznými strukturami (cévy, zrakový nerv) také dosti vysokou jednoznačnost určení maximální podobnosti obrazu, neboť jeho bezrozměrné číslo se od MI funkce liší jen o jeden řád. Při námi zadané velikosti rozostření a pohybového rozmazání se korelační koeficient jeví jako nejhorší varianta pro zjišťování jednoznačnosti maximální podobnosti, neboť jeho hodnoty byly stále velmi vysoké a minimálně se od sebe lišily. Bezrozměrné číslo u něj dosahovalo statisíců, což poukazuje na téměř konstantní funkci.

Ze zjištěných výsledků lze vyvodit, že pro registraci obrazů sítnice oka je nejvhodnější kriteriální funkce MI. Vyplývá to z průběhů kriteriální funkce jak pro identické, tak zejména i pro rozmazané snímky fundus kamery. Tvar kriteriální funkce (výrazné globální maximum bez výraznějších lokálních extrémů) umožňuje rovněž využití různých optimalizačních metod při hledání parametrů transformace.

Seznam literatury

- [1] BARTOŠ, Michal. *Lícování obrazů lékařských zobrazovacích modalit*. [s.l.], 2007. 66 s. Diplomová práce.
- [2] ČERNOŠEK, Pavel, KUBĚNA, Tomáš. *HRT II : HEIDELBERG ENGINEERING* [online]. [2005] , 15. 12. 2005 [cit. 2009-12-03]. Dostupný z WWW: <www.hrt2.cz>.
- [3] DANĚK, Ondřej. *Registrace obrazů buněk podle intenzit v obraze*. [s.l.], 2006. 63 s. Diplomová práce. Dostupný z WWW: <is.muni.cz/th/60931/fi_m/xdanek2-dp.pdf>.
- [4] DOHNALOVÁ, P, VÝBORNÝ, P. *Zobrazovací techniky v diagnostice glaukomu*. Tábor : [s.n.], 2004. - s. ISBN 80-239-2710-8.
- [5] EGAN, Patrick Fwhm. In *The MathWorks*. [s.l.] : [s.n.], 2006, 2010 [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <www.mathworks.com>.
- [6] FIALOVÁ, Dita. *Diagnostické zobrazovací metody u glaukomu*. [s.l.], 2008. 66 s. Bakalářská práce.
- [7] HYCL, J. *Oftalmologie : minimum pro praxi*. Praha : TRITON, 2006. ISBN 80-7254-827-1.
- [8] KASPEROVÁ, Martina. *Perimetrie*. Ordinance.cz [online]. 2009 [cit. 2009-12-03]. Dostupný z WWW: <www.ordinace.cz>.
- [9] KUBEČKA, Libor. OPTIMALIZATION METHODS FOR IMAGE REGISTRATION. In *Sborník prací konference a soutěže Student EEICT 2003*. [s.l.] : [s.n.], 2003. s. 24. Dostupný z WWW: <www.feec.vutbr.cz/EEICT/2003/fsbornik/02.../05-kubecka_libor.pdf>.
- [10] KUCHYNKA, P. *Oční lékařství*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [11] SMRČKOVÁ, Eva. *Zobrazovací metody v diagnostice onemocnění makuly*. [s.l.], 2009. 47 s. Bakalářská práce.
- [12] SYNEK, Svatopluk, SKORKOVSKÁ, Šárka. *Fyziologie oka a vidění*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2004. 96 s.
- [13] VALEŠOVÁ, L, HYCL, J. *Diabetická retinopatie*. Praha : TRITON, 2002. ISBN 80-7254-230-3.
- [14] WAGNER, Filip. *Smyslové orgány : prezentace. Ústav histologie a embryologie Lékařské fakulty UP v Olomouci* [online]. [cit. 2009-12-10]. Dostupný z WWW: <www.upol.cz/fileadmin/user_upload/LF-kliniky/histologie/studijni_materialy/smyslove_organy-2.pdf>.
- [15] ZITOVA, B, FLUSSER, J. Image registration methods: a survey. *Image Vision Computing*. 2003, vol. 21, s. 997-1000
- [16] *Anatomy of the Eye*. LowVision.com : Independence Lives Here [online]. 2007, [cit. 2010-05-20]. Dostupný z WWW: <www.lowvision.com>.
- [17] *Eyetec.net* [online]. 1998-2009 [cit. 2009-12-10]. Dostupný z WWW: <www.eyetec.net>.
- [18] MeDitorial. *Zelený zákal (glaukom) a jeho léčba* [online]. 2009 [cit. 2009-11-28]. Dostupný z WWW: <www.zeleny-zakal.cz>. ISSN 1803-0181 .
- [19] Měření nitroočního tlaku. *Zdravcentra.cz* [online]. 2008 [cit. 2009-10-13].
- [20] *Oční ordinace MUDr. Tomáš Kuběna* [online]. 2009 [cit. 2009-11-29]. Dostupný z WWW: <www.kubena.cz>.
- [21] *Paladix foto-on-line* [online]. 1998-2009 [cit. 2003-05-07]. Dostupný z WWW: <www.paladix.cz>. ISSN 1213-5704 .
- [22] USING MUTUAL INFORMATION AND CROSS CORRELATION AS METRICS FOR REGISTRATION OF IMAGES. *Journal of Theoretical and Applied Information Technology* [online]. 2005-2008 [cit. 2009-12-12]. Dostupný z WWW: <www.jatit.org>.
- [23] *Vitalux Plus 6* [online]. [2009] [cit. 2009-12-28]. Dostupný z WWW: <www.vitalux.cz>.

Slovník

Aplanace – srovnání, uspořádání

Diabetici 1. typu - jsou většinou mladí lidé, kteří nemají správně vyvinuté kompenzační mechanismy glukózy.

Diabetici 2. typu – většinou starší lidé, u kterých jsou vyčerpány kompenzační mechanismy glukózy

Kolaterály – vedlejší cévy

Makulární oblast – oblast žluté skvrny; obsahuje pouze čípky, což jsou buňky pro barevné vidění

Myelinizace – vytváření obalu na nervových vláknech

Obliterace – uzávěr průsvitu cévy

Perfundovat - promývat

Skotom – výpadek zorného pole

Synapse – spojení

Tonometr – přístroj měřící tlak

Seznam zkratk

FAG – fluorescenční angiografie

FWHM – Full-Width at Half-Maximum parametr hodnotící průběh maxima; maximální šířka průběhu extrému v polovině jeho výšky

HRT – Heilderberg retina tomograph

ICG – indocyaninová angiografie

MI – Mutual Information, Kriteriální funkce Vzájemná informace

OCT – Optical coherence tomography

RTA – Retinal thickness analyzer

SSD – Sum of Squared Differences, Kriteriální funkce Suma rozdílů čtverců

VPMD – věkem podmíněná makulární degenerace

Seznam příloh

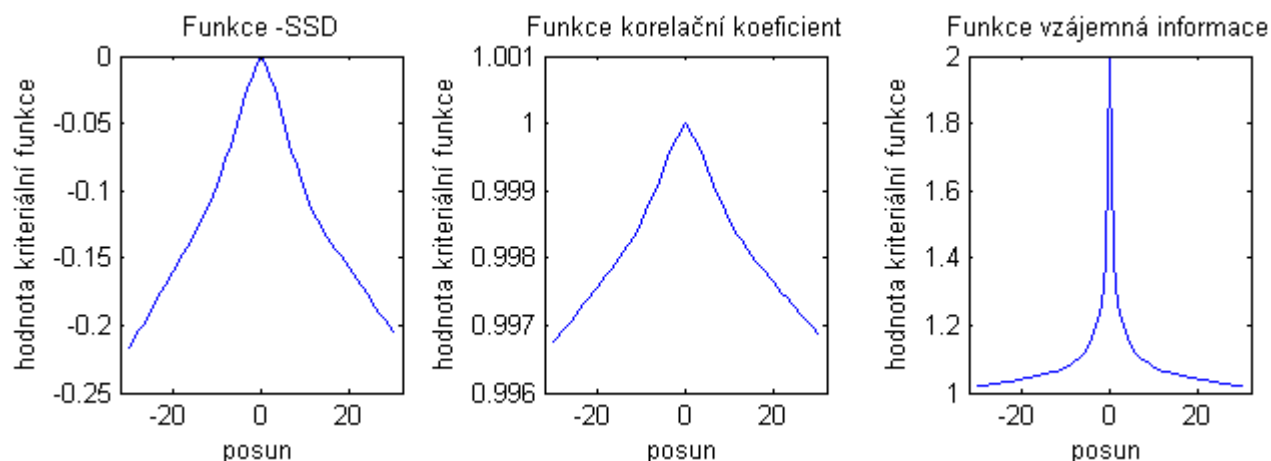
Příloha A – Obsah přiloženého CD

Příloha B – Vytvořené grafy

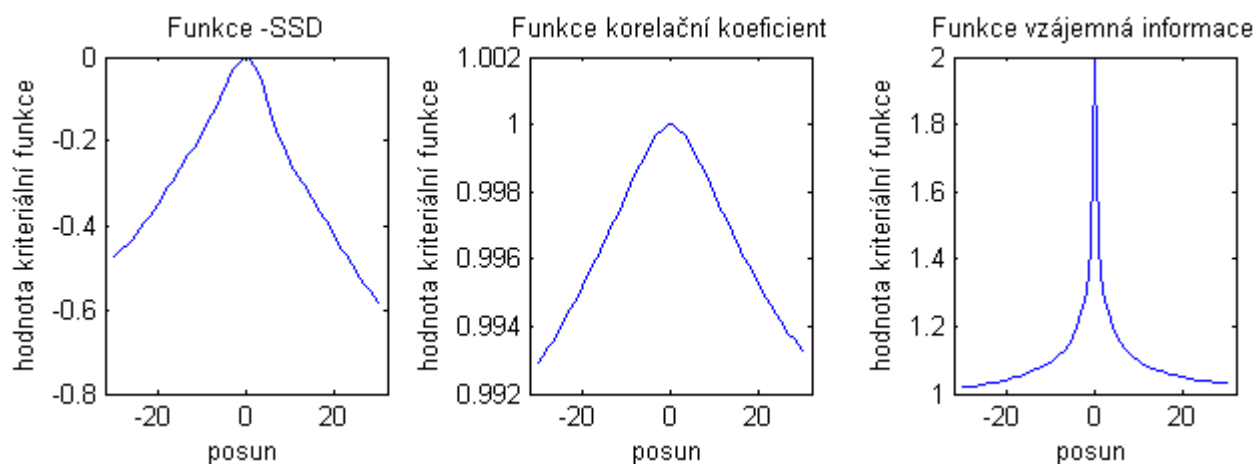
Příloha A - Obsah přiloženého CD

Název adresáře	Popis adresáře
Data ke grafům	Soubor s tabulkami
Obrázky a grafy	Soubory použitých a vytvořených obrázků a grafů
Text	Elektronická verze bakalářské práce
Zdrojové soubory	Skripty a funkce vytvořené v prostředí Matlab (Version 7.5.0.342 (R2007b))

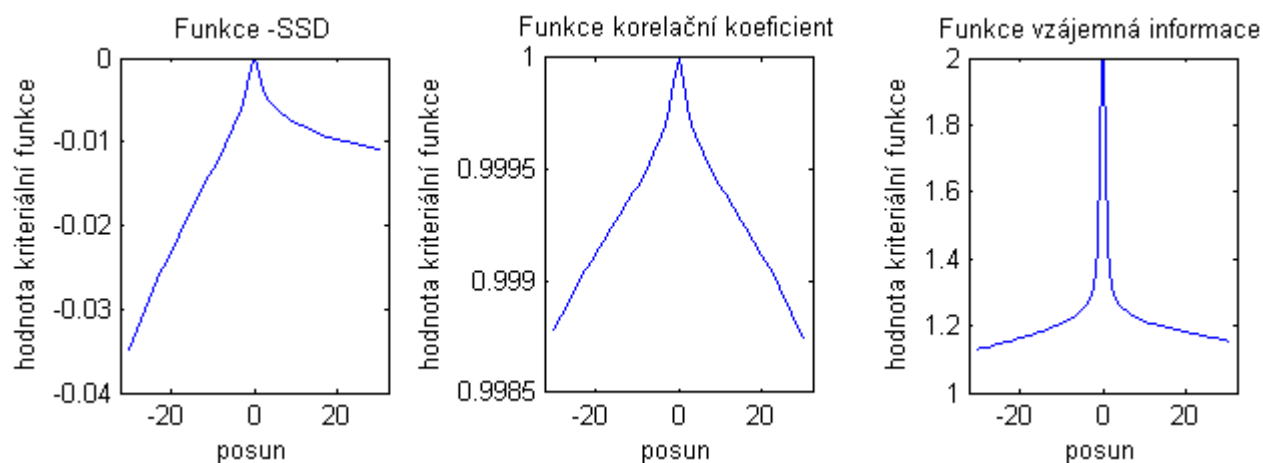
Příloha B - Vytvořené grafy



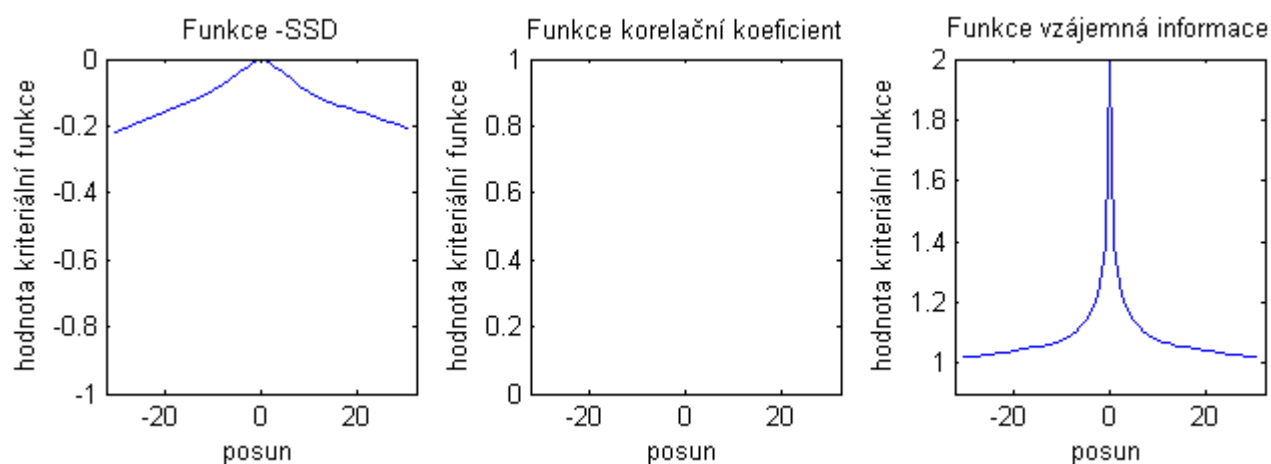
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti cév



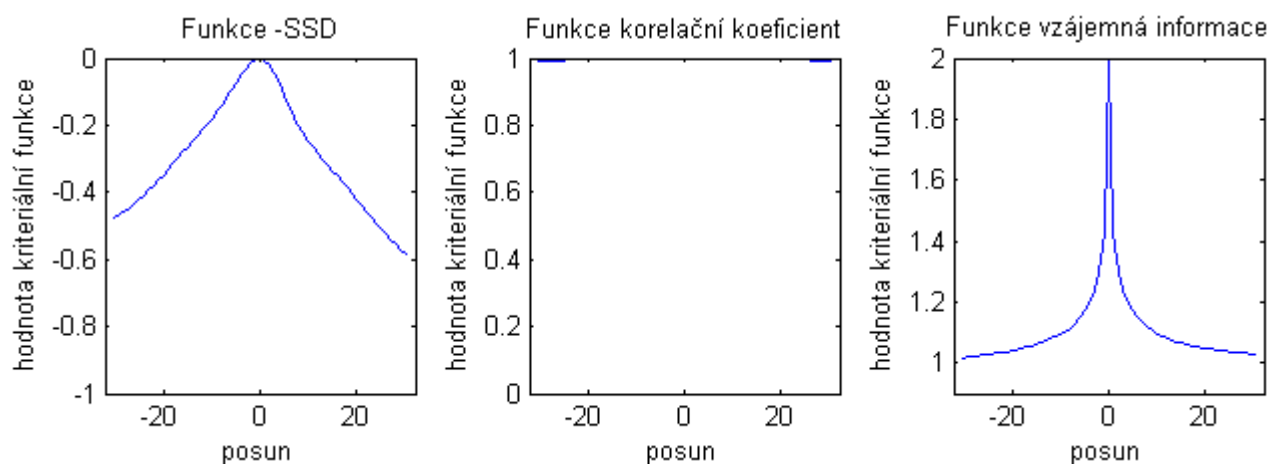
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zrakového nervu



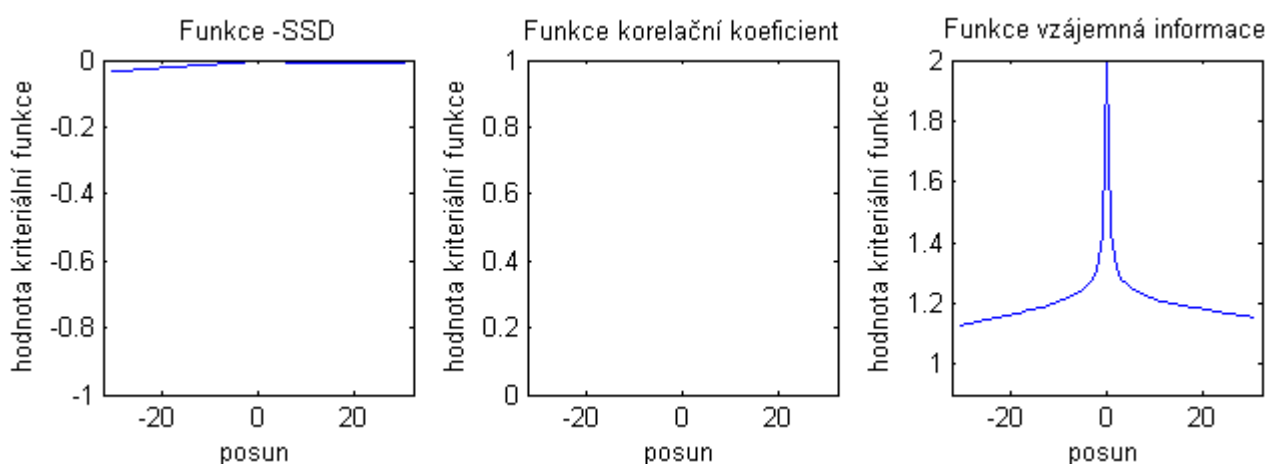
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti žluté skvrny



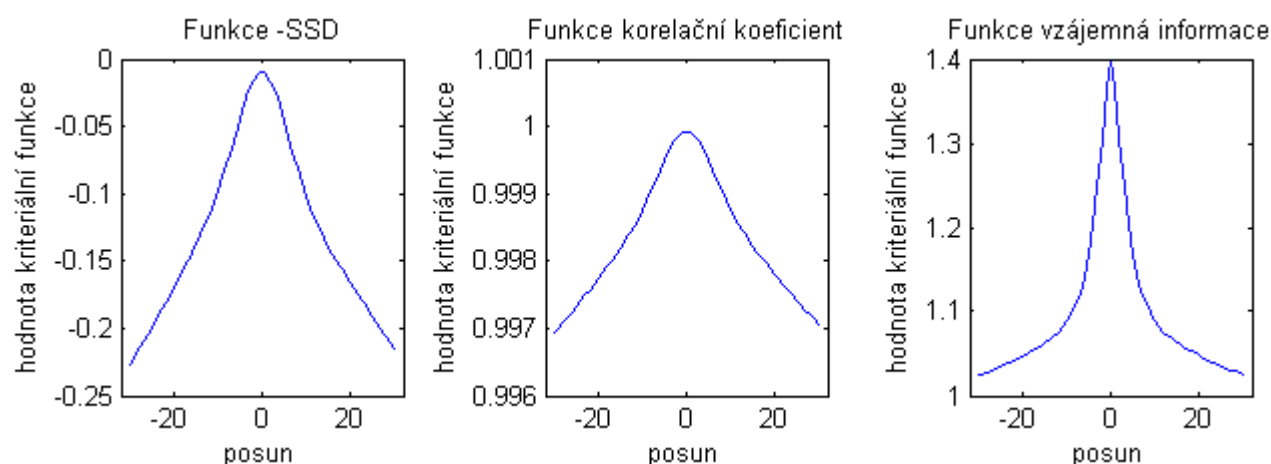
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti cév, daný rozsah osy y



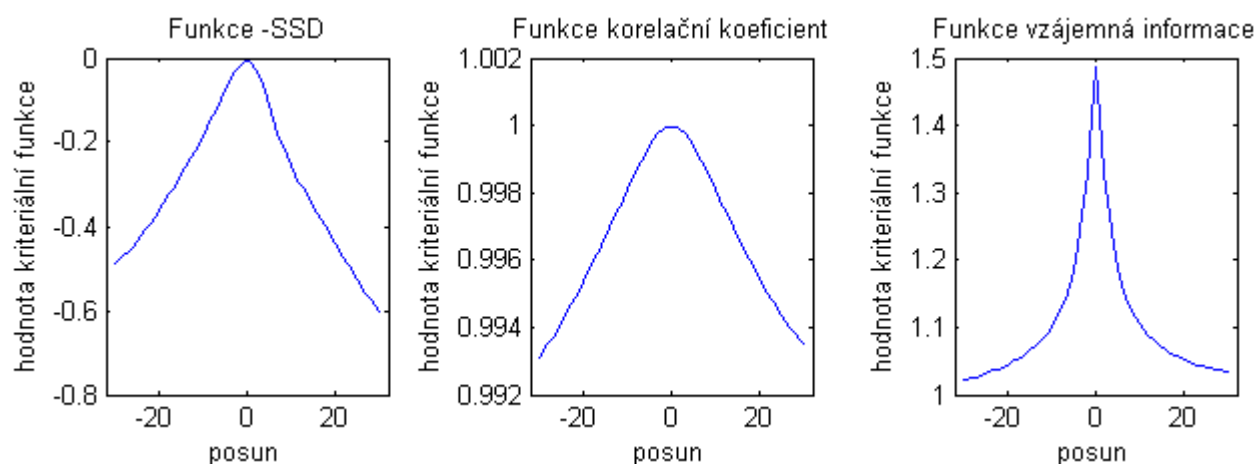
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zřakového nervu, daný rozsah osy y



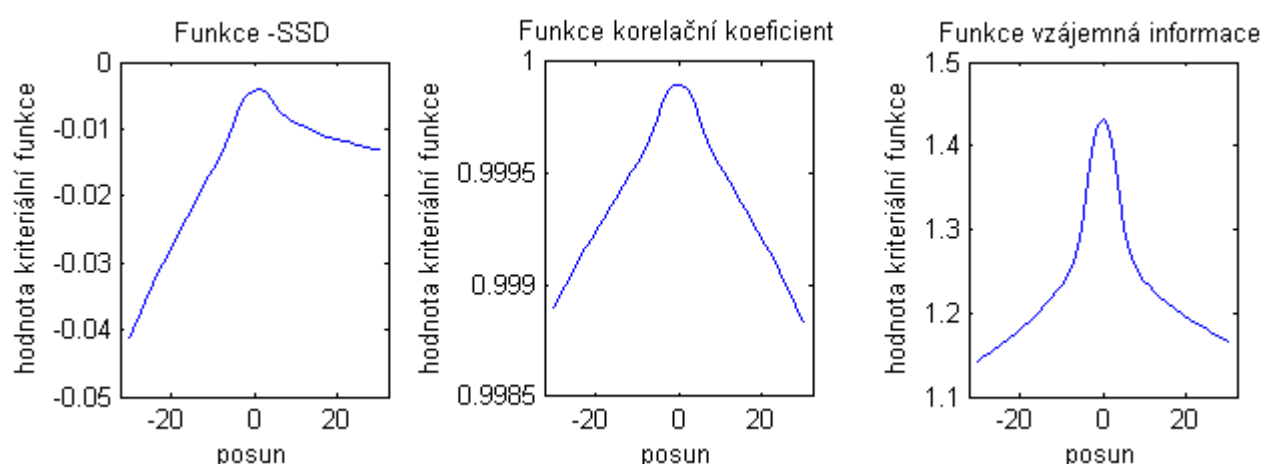
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů původního snímku sítnice levého oka a masky v oblasti žluté skvrny, daný rozsah osy y



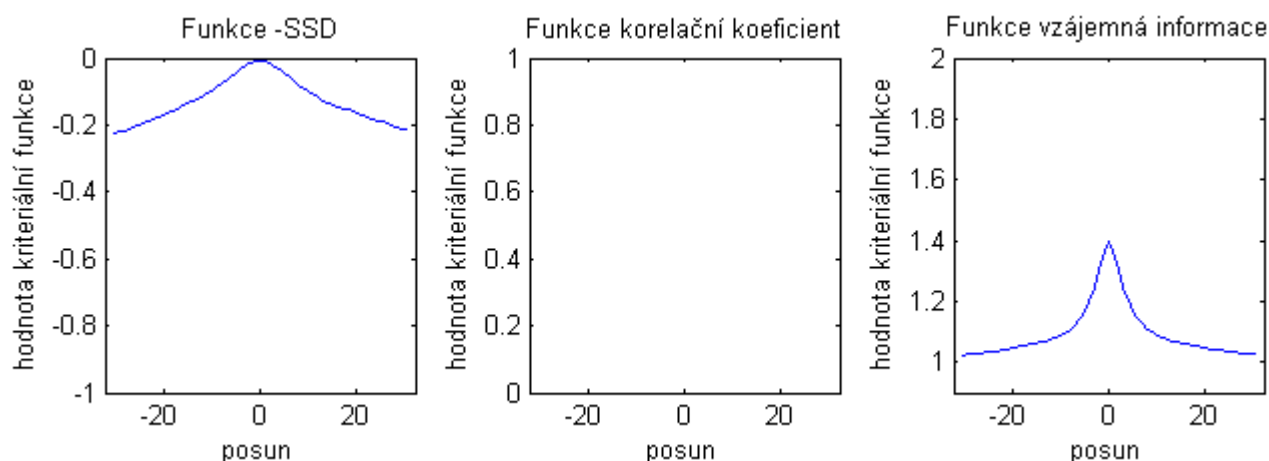
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti cév



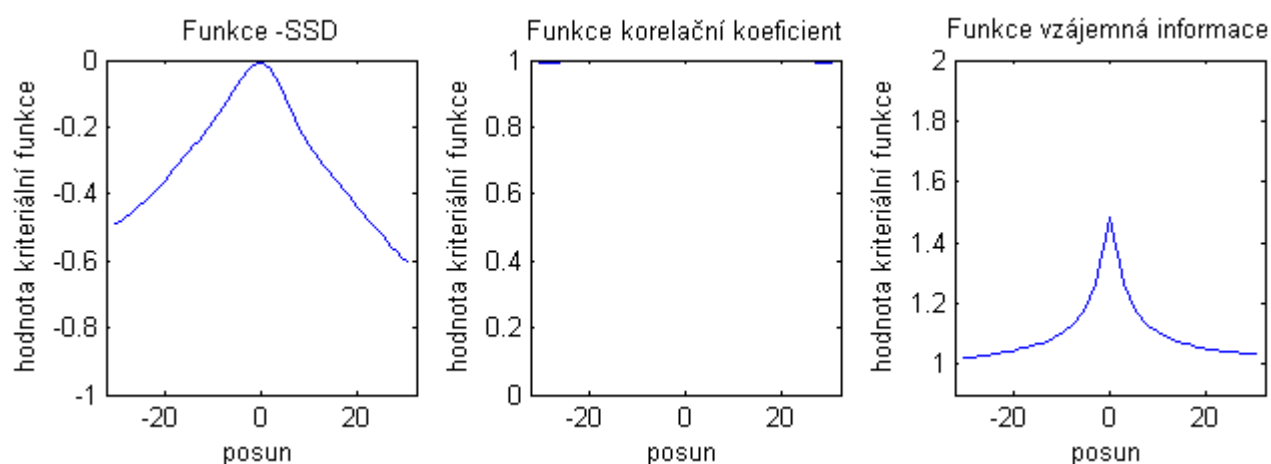
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti zrakového nervu



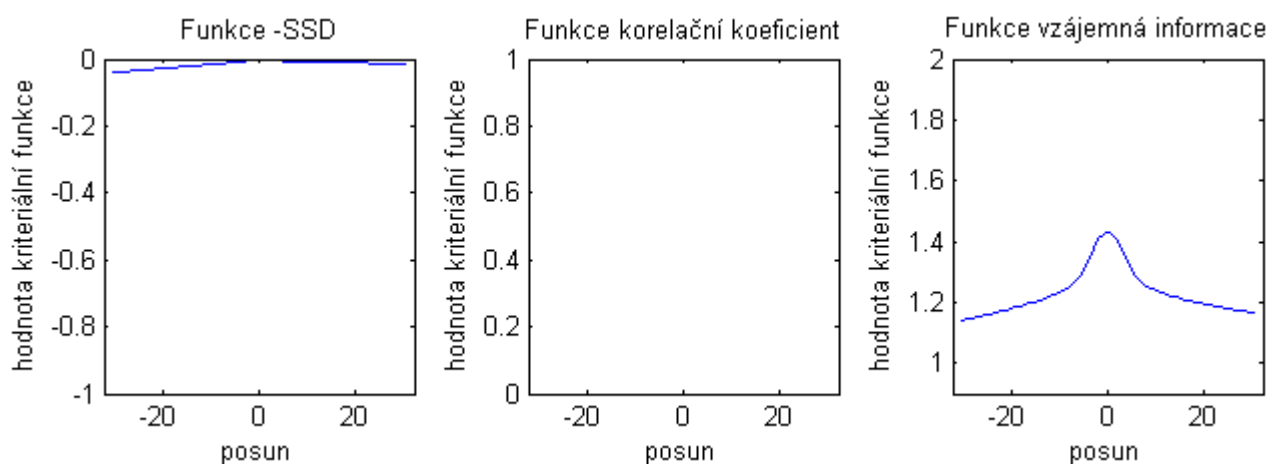
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti žluté skvrny



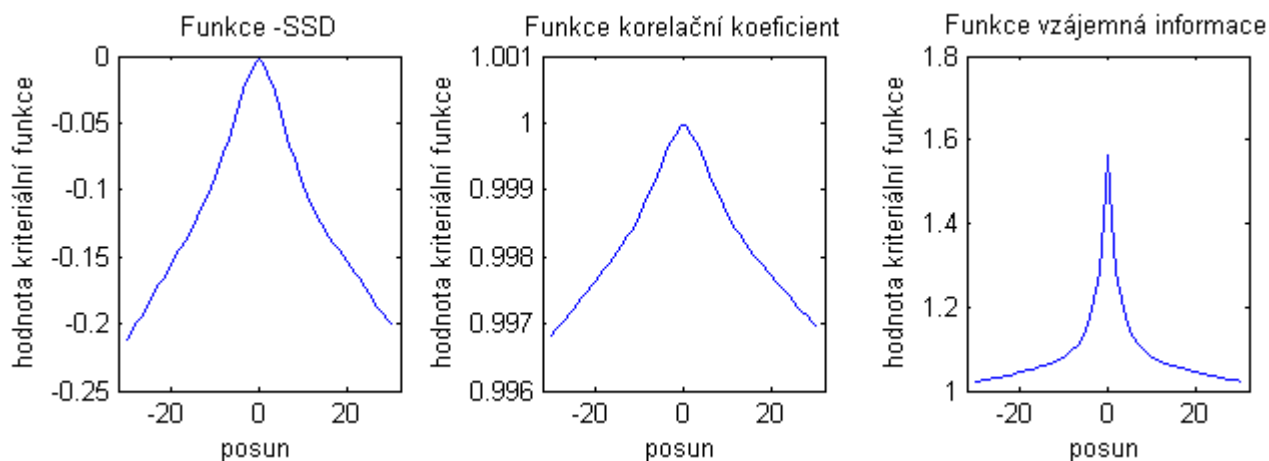
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti cév, daný rozsah osy y



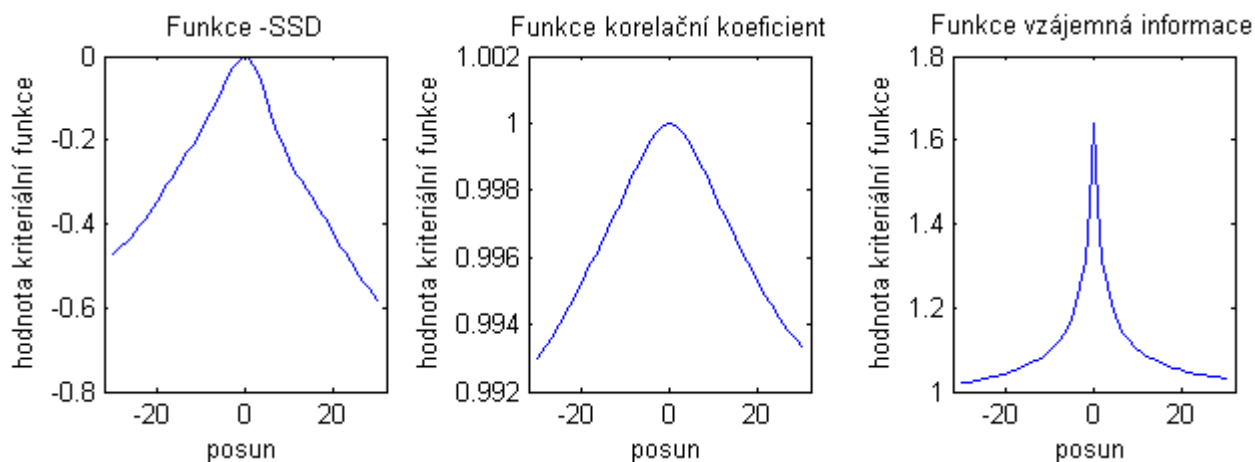
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti zrakového nervu, daný rozsah osy y



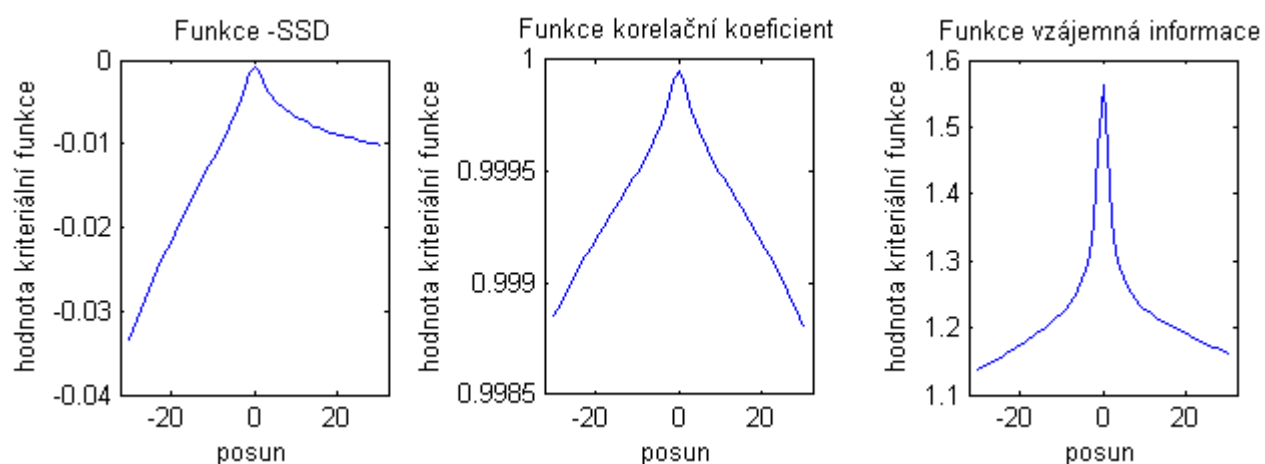
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů snímku sítnice levého oka rozmazaného pohybem a masky v oblasti žluté skvrny, daný rozsah osy y



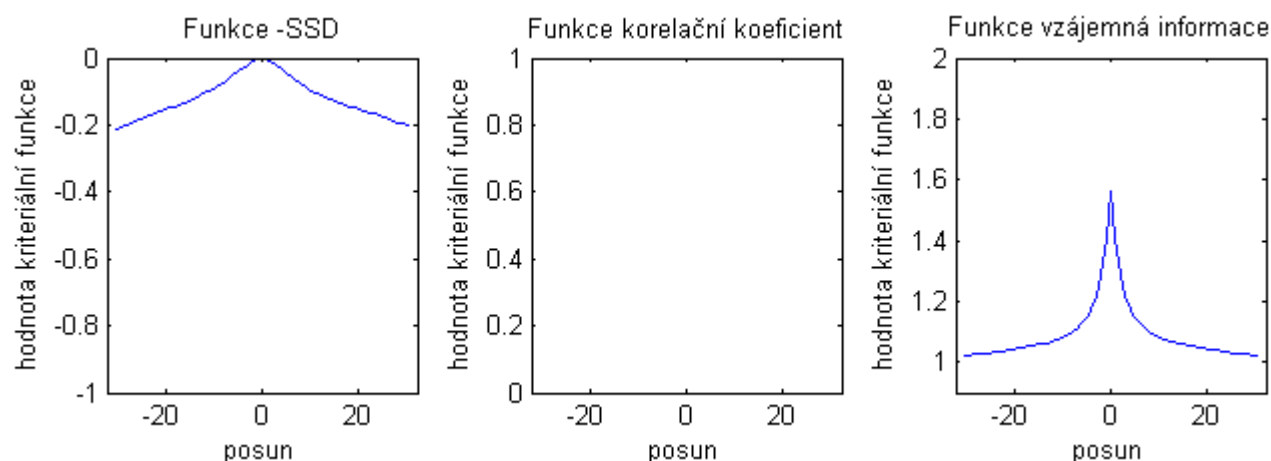
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostřeho snímku sítnice levého oka a masky v oblasti cév



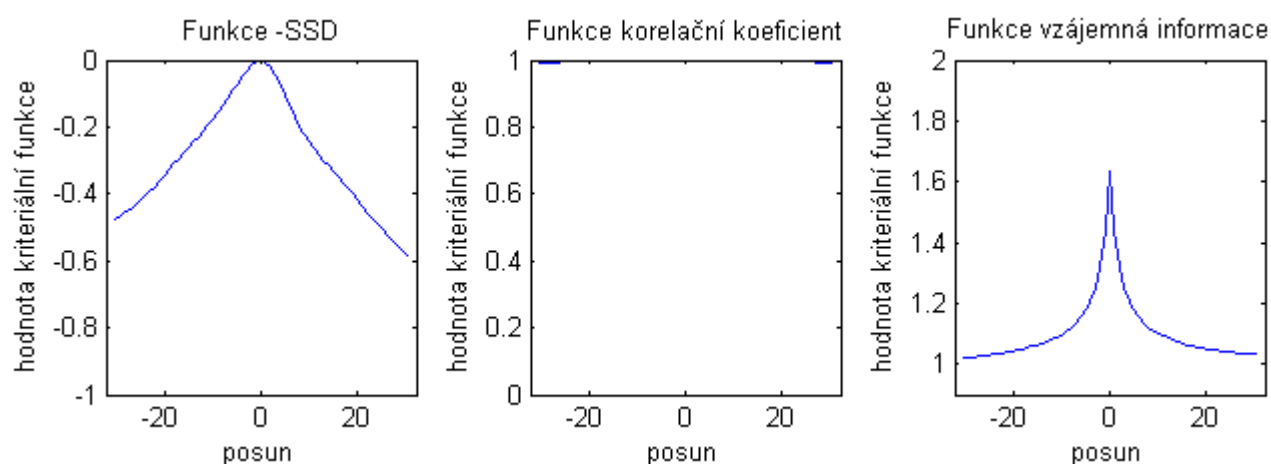
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostřeho snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zrakového nervu



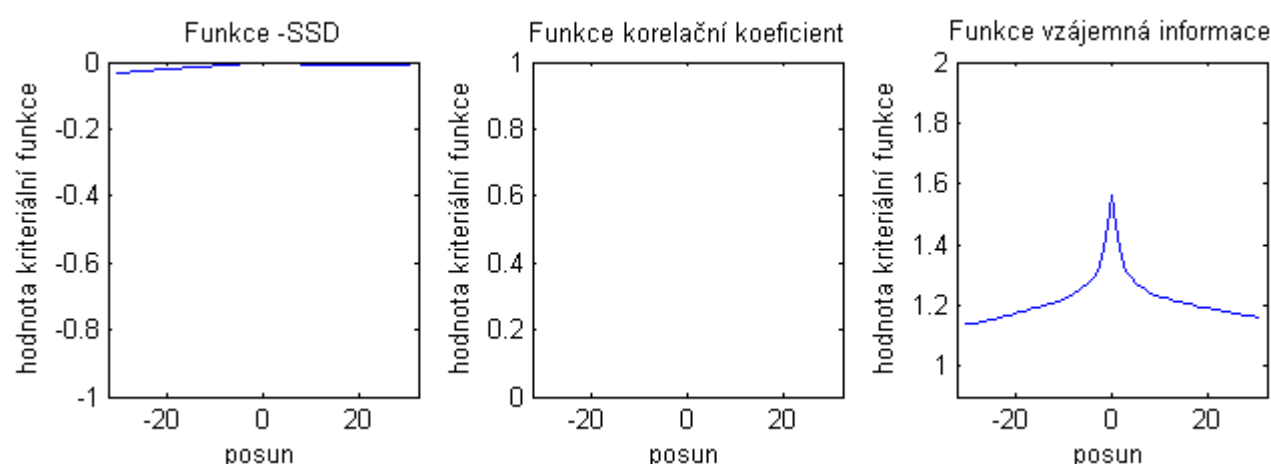
Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostřeho snímku sítnice levého oka a masky v oblasti žluté skvrny



Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostrého snímku sítnice levého oka a masky v oblasti cév, daný rozsah osy y



Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostrého snímku sítnice levého oka a masky v oblasti zrakového nervu, daný rozsah osy y



Grafy vytvořené horizontálním posunem o ± 30 pixelů neostrého snímku sítnice levého oka a masky v oblasti žluté skvrny, daný rozsah osy y